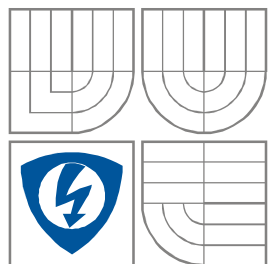


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

ČÍSLICOVÁ FILTRACE SIGNÁLŮ EKG

DIGITAL FILTERING OF ECG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Tomáš Ráček

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

BRNO, 2009

V práci jsou rozebrány kmitočtové vlastnosti jednotlivých rušivých signálů jako je kolísání nulové izolínie, síťový brum, myopotenciály a diskutovány metody pro jejich potlačení.

Využívá se zde principu Lynnových lineárních filtrů, zvláště pak Lynnovy horní propustí a Lynnovy pásmové zádrže.

Pro filtraci signálu EKG v reálném čase horní propustí potlačující kolísání nulové izolínie je optimální použít filtr, jehož mezní frekvence je kontinuálně přizpůsobována aktuální tepové frekvenci. V práci je popsán jednoduše realizovatelný dynamický lineární filtr Lynnova typu s časově proměnnou impulsní charakteristikou průběžně přizpůsobovanou momentální frekvenci signálu EKG.

Klíčová slova: signál EKG, číslicová filtrace, drift nulové izolínie, síťový brum, dynamický lineární filtr

In the thesis there are presented frequency features of disturbing signals as baseline fluctuation, power network interference and myopotentialstion. Methods for removing these signále are discussed too.

It is used a principle of the Lynn's linear filters, mostly the Lynn's high pass and Lynn's band pass filters.

For real-time ECG signal filtration there is optimal to use the filter with continuously changing cut-off frequency according to a measured heart rate. Then there is described a simple dynamic linear Lynn's filter with a varying impulse response according to the heart rate.

Key-words: signal ECG, digital filtration, drift of zero isoline, network interference, dynamic linear filter

Bibliografická citace:

RÁČEK, T. *Číslicová filtrace signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 57s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Číslicová filtrace signálu EKG“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

V Brně dne

.....

Tomáš Ráček

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....

Tomáš Ráček

Obsah:

1	Úvod	8
2	Signál EKG	9
2.1	<i>Vlastnosti signálu</i>	9
2.2	<i>Nejčastější zdroje rušení.....</i>	10
2.3	<i>Snímání signálu EKG</i>	11
2.4	<i>Zpracování signálu EKG</i>	11
2.5	<i>Analýza signálu EKG</i>	12
2.6	<i>Potlačení nízkofrekvenčního rušení.....</i>	13
2.7	<i>Potlačení síťového brumu.....</i>	13
3	Stanovení požadovaných vlastností filtru pro potlačení driftu nulové izolinie ...	15
4	Stanovení požadovaných vlastností filtru pro potlačení síťového rušení	17
4.1	<i>Stanovení požadavků na šířku pásma ideální pásmové zadržky pro odstranění brumu z EKG</i>	17
4.2	<i>Lineární filtry pro potlačení síťového brumu</i>	18
5	Realizace filtrů Lymnova typu pro potlačení rušení	24
5.1	<i>Potlačení síťového rušení (brumu).....</i>	24
5.1.1	<i>Ověření filtru pro potlačení síťového rušení v jednoduché a kaskádní realizaci... </i>	26
5.1.2	<i>Potlačení brumu ze signálu EKG vzorkovaný kmitočtem 250 a 500 Hz</i>	27
5.1.3	<i>Experimentální ověření filtru při změně šířky potlačovaného pásma.....</i>	29
5.1.4	<i>Vliv filtru pro odstranění brumu na čistý signál EKG</i>	32
5.2	<i>Potlačení driftu.....</i>	34
5.2.1	<i>Ověření účinnosti filtru pro potlačení driftu v jednoduchém a kaskádním zapojení.....</i>	35
5.2.2	<i>Potlačení driftu ze signálu EKG vzorkovaného kmitočtem 250 a 500 Hz.....</i>	36
5.2.3	<i>Experimentální ověření filtru při změně mezního kmitočtu.....</i>	38
5.2.4	<i>Vliv filtru pro odstranění driftu na čistý signál EKG.....</i>	39
6	Dynamický filtr pro potlačení driftu nulové izolinie	42
7	Realizace časově proměnného filtru.....	48
8	Porovnání časově proměnného filtru s filtrem s pevným mezním kmitočtem	52
9	Závěr	55
10	Seznam použité literatury	57
11	Seznam použitých signálů	57
12	Seznam symbolů a zkratk.....	57
13	Seznam příloh.....	58

Seznam obrázků:

Obr. 2.1 Signál EKG obsahující rušení a jeho detail	9
Obr. 2.2 Signál EKG obsahující drift	10
Obr. 2.3 Signál EKG obsahující síťový brum	10
Obr. 2.4 Bipolární Einthovenovy svody (I, II, III)	11
Obr. 2.5 Blokové schéma zpracování EKG	11
Obr. 2.6 Význam událostí signálu EKG (převzato z [11])	12
Obr. 2.7 Amplitudová a fázová charakteristika filtru pro odstranění driftu	13
Obr. 2.8 Amplitudová a fázová charakteristika filtru pro odstranění brumu	14
Obr. 3.1 Amplitudová charakteristika Lymnovy dolní propusti	16
Obr. 3.2 Amplitudová a fázová charakteristika Lymnovy horní propusti	16
Obr. 4.1 a) Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici; b), c) amplitudová a fázová charakteristika Lymnovy pásmové propusti 1. typu	19
Obr. 4.2 a) Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici; b), c) amplitudová a fázová charakteristik Lymnovy pásmové propusti 2. typu	19
Obr. 4.3 a) Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici; b), c) amplitudová a fázová charakteristika Lymnovy pásmové propusti 3. typu	20
Obr. 4.4 Amplitudová charakteristika Lymnovy pásmové propusti	21
Obr. 4.5 Amplitudová a fázová charakteristika systému popsaného vztahem (17) pro $p=5$, $K=8$	22
Obr. 4.6 Amplitudová a fázová charakteristika systému popsaného vztahem (18) pro $p=5$, $K=12$	23
Obr. 5.1 Amplitudová a fázová charakteristika Lymnovy pásmové propusti podle vztahu (20) pro $K=16$, $p=5$	25
Obr. 5.2 Amplitudová a fázová charakteristika systému popsaného vztahem (25) pro $k=12$, $p=5$	26
Obr. 5.3 Vstupní EKG signál a jeho kmitočtové spektrum (detail okolí 50 Hz)	26
Obr. 5.4 EKG signál filtrovaný jednoduchým filtrem a jeho kmitočtové spektrum	27
Obr. 5.5 EKG signál filtrovaný filtrem v kaskádní realizaci a jeho kmitočtové spektrum ..	27
Obr. 5.6 Vstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 250 Hz a jeho kmitočtové spektrum ...	28
Obr. 5.7 Výstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 250 Hz a jeho kmitočtové spektrum ..	28
Obr. 5.8 Vstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz a jeho kmitočtové spektrum ...	29
Obr. 5.9 Výstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz a jeho kmitočtové spektrum ..	29
Obr. 5.10 Vstupní signál a jeho kmitočtové spektrum	30
Obr. 5.11 Výstupní signál filtrovaný Lymnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 1 Hz (detail v okolí 50 Hz)	30
Obr. 5.12 Výstupní signál filtrovaný Lymnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 2 Hz (detail v okolí 50 Hz)	31
Obr. 5.13 Výstupní signál filtrovaný Lymnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 3 Hz (detail v okolí 50 Hz)	31
Obr. 5.14 Vstupní signál EKG neobsahující rušení a jeho kmitočtové spektrum	32
Obr. 5.15 Výstupní signál filtrovaný Lymnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 3 Hz (detail v okolí 50 Hz)	32
Obr. 5.16 Výstupní signál filtrovaný Lymnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 5 Hz (detail v okolí 50 Hz)	33
Obr. 5.17 Graf závislosti velikosti vln komplexu QRS na změně zadržovaného pásma B. ...	33
Obr. 5.18 Amplitudová charakteristika Lymnovy horní propusti popsané vztahem (29), kde $K=250$	34

Obr. 5.19	Výstupní signál filtrovaný jednoduchým filtrem a jeho kmitočtové spektrum....	35
Obr. 5.20	Výstupní signál filtrovaný kaskádním filtrem a jeho kmitočtové spektrum	35
Obr. 5.21	Vstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 250 Hz a jeho kmitočtové spektrum.	36
Obr. 5.22	Výstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 250 Hz a jeho kmitočtové spektrum	36
Obr. 5.23	Vstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz a jeho kmitočtové spektrum.	37
Obr. 5.24	Výstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz a jeho kmitočtové spektrum	37
Obr. 5.25	Signál EKG po filtraci horní propustí s mezním kmitočtem $f_M = 0,7$ Hz	38
Obr. 5.26	Signál EKG po filtraci horní propustí s mezním kmitočtem $f_M = 1$ Hz	38
Obr. 5.27	Signál EKG po filtraci horní propustí s mezním kmitočtem $f_M = 2$ Hz	38
Obr. 5.28	Signál EKG po filtraci horní propustí s mezním kmitočtem $f_M = 3$ Hz	39
Obr. 5.29	Vstupní signál neobsahující rušení.....	39
Obr. 5.30	Průběh změny délky intervalu RR.....	40
Obr. 5.31	Závislost R a T vlny na mezním kmitočtu	40
Obr. 5.32	Výstupní signál filtrovaný horní propustí s mezní frekvencí 0,8 Hz a jeho kmitočtové spektrum	41
Obr. 5.33	Výstupní signál filtrovaný horní propustí s mezní frekvencí 2,1 Hz a jeho kmitočtové spektrum	41
Obr. 6.1	Spektrum periodického signálu EKG.....	42
Obr. 6.2	Znázornění proměnné délky intervalu RR	43
Obr. 6.3	Amplitudová charakteristika Lymnovy horní propustí,	44
Obr. 6.4	Schématické znázornění dynamického filtru	46
Obr. 6.5	Trojúhelníková impulsní charakteristika filtru.....	47
Obr. 7.1	Interpolované hodnoty.....	49
Obr. 7.2	Obecné blokové schéma detektoru komplexů QRS.....	49
Obr. 7.3	Blokové schéma detektoru QRS založeného na umocnění signálu.....	49
Obr. 7.4	Detekce komplexů RR.....	50
Obr. 7.5	Vstupní signál a jeho kmitočtové spektrum.	51
Obr. 7.6	Signál EKG filtrovaný časově proměnným filtrem a jeho spektrum	51
Obr. 8.1	Zjištění hodnoty intervalu RR	52
Obr. 8.2	Vstupní signál EKG.....	53
Obr. 8.3	Signál EKG filtrovaný horní propustí s mezním kmitočtem $f_M=1,63$ Hz.....	53
Obr. 8.4	Signál EKG filtrovaný časově proměnným filtrem a jeho kmitočtové spektrum..	54

Seznam tabulek:

Tab. 1.	Změna velikosti R a T vlny při změně šířky pásma pásmové zádrže	33
Tab. 2.	Změna velikosti R a T vlny při změně mezního kmitočtu horní propustí	40

1 Úvod

Hlavním úkolem této bakalářské práce je návrh lineárních filtrů pro potlačení úzkopásmových rušivých signálů ze signálu EKG. Důraz je kladen zejména na potlačení kolísání nulové izoliny a síťového brumu. Práce dále popisuje kmitočtové vlastnosti jednotlivých rušivých signálů EKG a metody pro jejich potlačení.

Před samotnou filtrací budou stanoveny požadavky na amplitudovou charakteristiku fázově nezkreslujícího filtru pro potlačení driftu izoelektrické linie signálu EKG. Rovněž budou stanoveny požadavky na šířku kmitočtového pásma ideální, fázově nezkreslující pásmové zádrže pro potlačení síťového brumu v signálu EKG.

V simulačním prostředí MATLAB budou navrženy vhodné lineární filtry Lynnova typu pro potlačení kolísání nulové izoliny a síťového brumu. Filtry budou pracovat s vzorkovacími kmitočty 250 Hz a 500 Hz.

Dále bude popsán časově proměnný filtr pro potlačení driftu řízený tepovou frekvencí. Při zpracování signálu v režimu off-line lze použít lineární horní propust s mezním kmitočtem odpovídající předem zjištěné nejnižší hodnotě tepové frekvence, resp. převrácené hodnotě nejdelšího intervalu RR zpracovávaného úseku signálu. Organizace American Heart Association (dále jen AHA) doporučuje mezní kmitočet 0,67 Hz pro pokles zisku o 3 dB.

Od filtrů proměnných v čase, tj. od systémů, jejichž kmitočtové vlastnosti se kontinuálně přizpůsobují právě aktuální tepové frekvenci, lze tedy očekávat výrazné kvalitativní zlepšení zejména v režimu on-line.

2 Signál EKG

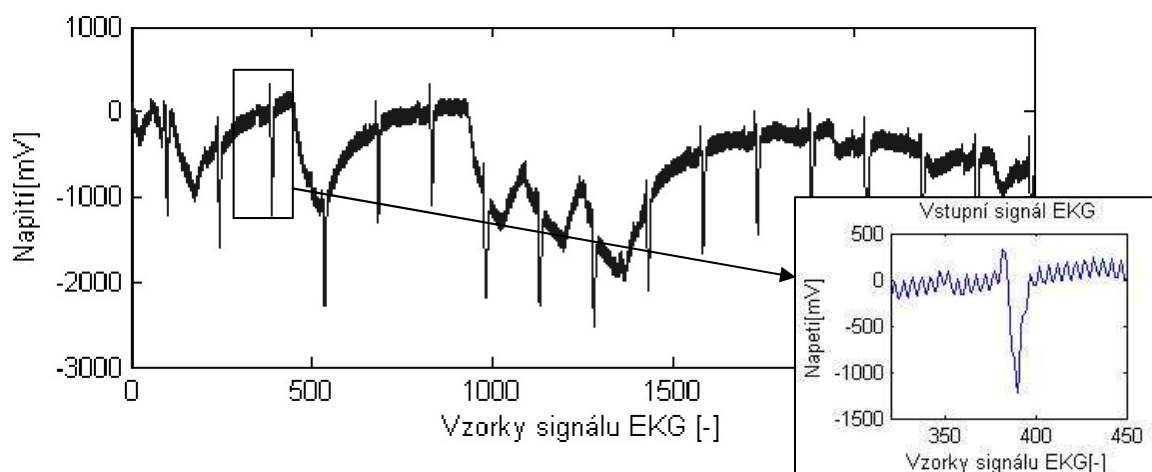
2.1 Vlastnosti signálu

EKG signál snímáný v reálných podmínkách obsahuje směs užitečného signálu generovaného srdečním svalem a směsí rušivých signálů (obr. 1.), vznikajících při snímání a vedení signálu k záznamovému zařízení, resp. signálů, představujících elektrickou aktivitu jiných orgánů a částí těla pacienta.

Kmitočtové spektrum užitečného signálu je obsaženo v části spektra do 40 Hz, ale lze ve výkonovém spektru EKG některých jedinců nalézt složky o kmitočtech až do 500 Hz, nicméně již při snímání klidového EKG vzniká činností kosterního svalstva šum, který se začíná výrazněji projevovat na kmitočtech nad 100 Hz. Standardní elektrokardiografické systémy jsou proto obvykle konstruovány tak, aby přenášely signály o kmitočtech do 100 Hz.

Organizace AHA doporučuje jako dolní mezní kmitočet elektrokardiografického systému hodnotu 0,05 Hz. U běžných kardiografů se ke splnění tohoto požadavku používá RC obvodu s časovou konstantou 2 až 3 s.

Volbou této poměrně velké časové konstanty je motivováno především snahou o věrný přenos signálu v úseku mezi vlnami S a T, jehož tvar patří k důležitým elektrokardiografickým diagnostickým faktorům. Tvar segmentů S-T může být významně zkreslen díky nelineární fázové charakteristice filtru v oblasti nízkých kmitočtů. U zmíněného RC článku je fázová charakteristika nelineární asi až do 0,7 Hz. Přitom fázových vlastností elektrokardiografických přístrojů se doporučení organizace AHA netýká.



Obr. 2.1 Signál EKG obsahující rušení a jeho detail

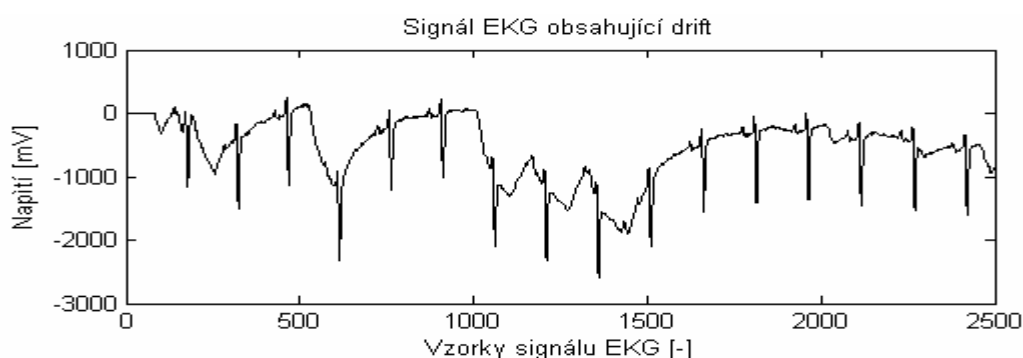
Síťové rušení způsobené elektrickou sítí lze do značné míry eliminovat úpravou podmínek snímání. Zvláště při snímání klidového EKG při dlouhodobém monitorování. Při snímání zátěžového EKG může síťový brum způsobit vážné potíže. Při snímání zátěžového EKG však největší nesnáze způsobují parazitní myopotenciály náhodného charakteru, jejichž kmitočet leží většinou nad 35 Hz, mohou však shora zasahovat až do 20 Hz.

Pro hodnocení záznamu EKG lékařem stačí signál upravit na únosnou míru pomocí analogových filtrů. V případě strojového hodnocení elektrokardiogramů jsou požadavky na kvalitu podstatně větší a je třeba použít pro odstranění rušení výkonnějších prostředků zpravidla číslicové filtrace.

Jelikož se spektra rušivých signálů prolínají se spektrem užitečného signálu, je volba vhodné filtrace vždy věcí kompromisu.

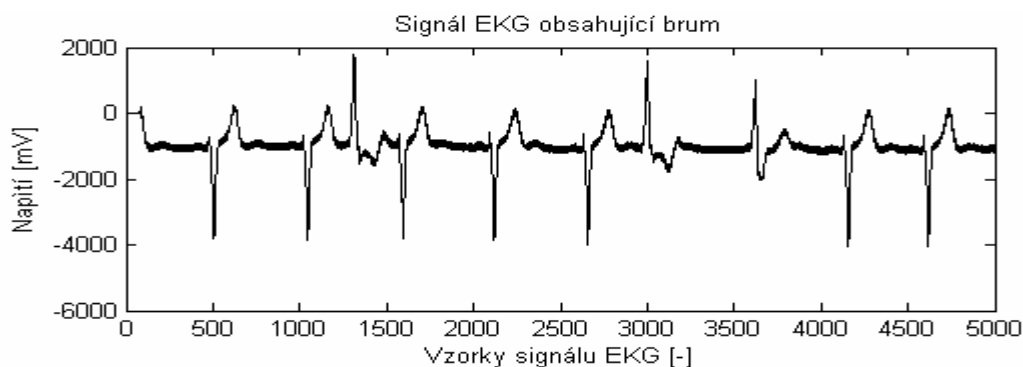
2.2 Nejčastější zdroje rušení

- a) kolísání nulové izolinie signálu (drift): přibližně do 2 Hz, pomalé elektrochemické děje na rozhraní elektroda/pokožka, vliv dýchání (asi do 0,8 Hz) pomalé pohyby klienta (asi do 2 Hz)



Obr. 2.2 Signál EKG obsahující drift

- b) síťový brum: 50 Hz + vyšší harmonické složky



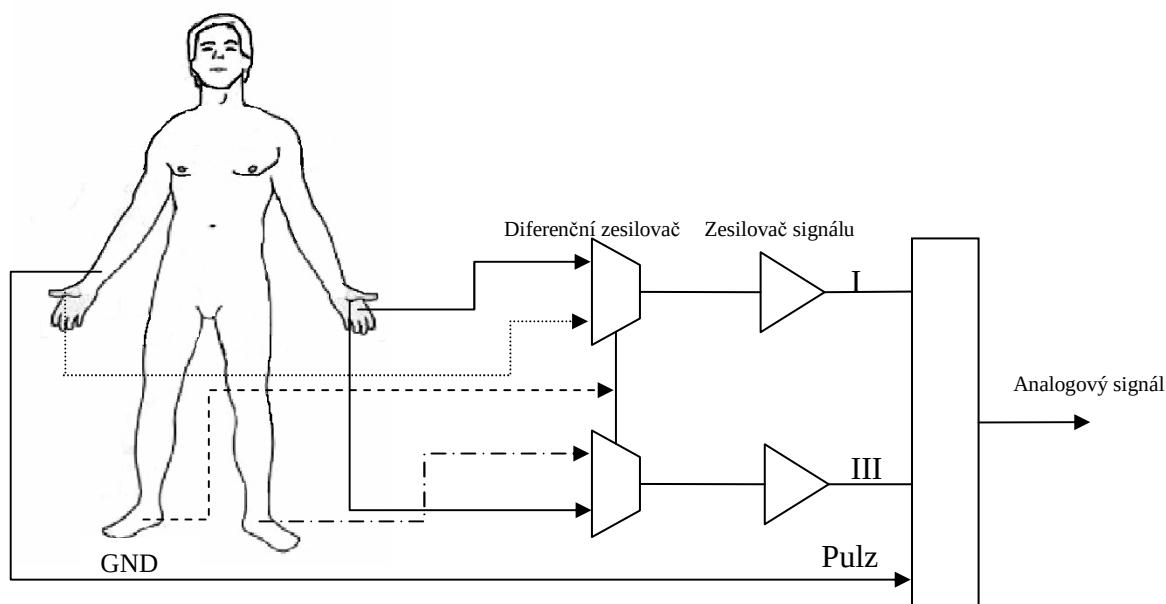
Obr. 2.3 Signál EKG obsahující síťový brum

- c) myopotenciály: nad 100 Hz (klidové EKG), zhruba od 10 Hz výše (zátěžové EKG)

2.3 Snímání signálu EKG

V současné době se používá 12-ti svodové EKG, které se skládá z:

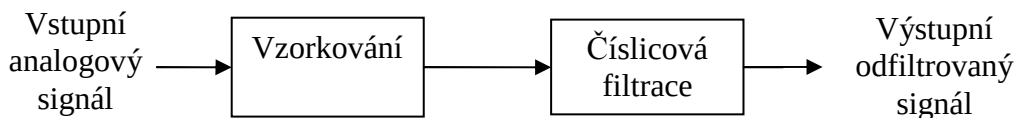
- třech bipolárních končetinových svodů: I, II, III
- třech unipolárních zesílených svodů: aVR, aVL, aVF
- šesti unipolárních hrudních svodů: V1 - V6



Obr. 2.4 Bipolární Einthovenovy svody (I, II, III)

Jednotlivé svody jsou přivedeny na vstup diferenčního zesilovače a měřeny se společným referenčním bodem (GND). Signál ze dvou svodů je sečten a „porovnáván“ se třetím vstupem na diferenčním zesilovači.

2.4 Zpracování signálu EKG



Obr. 2.5 Blokové schéma zpracování EKG

Vstupní analogový EKG signál je nutné před dalším zpracováním digitalizovat. Diskrétní podoba signálu je získána procesem vzorkování. Aby nedošlo k nevratnému

zkreslení signálu, je třeba dodržet zásady při volbě vzorkovacího kmitočtu, tzv. Shannonův teorém

$$f_{vz} = 2 \cdot f_{max} \quad (1)$$

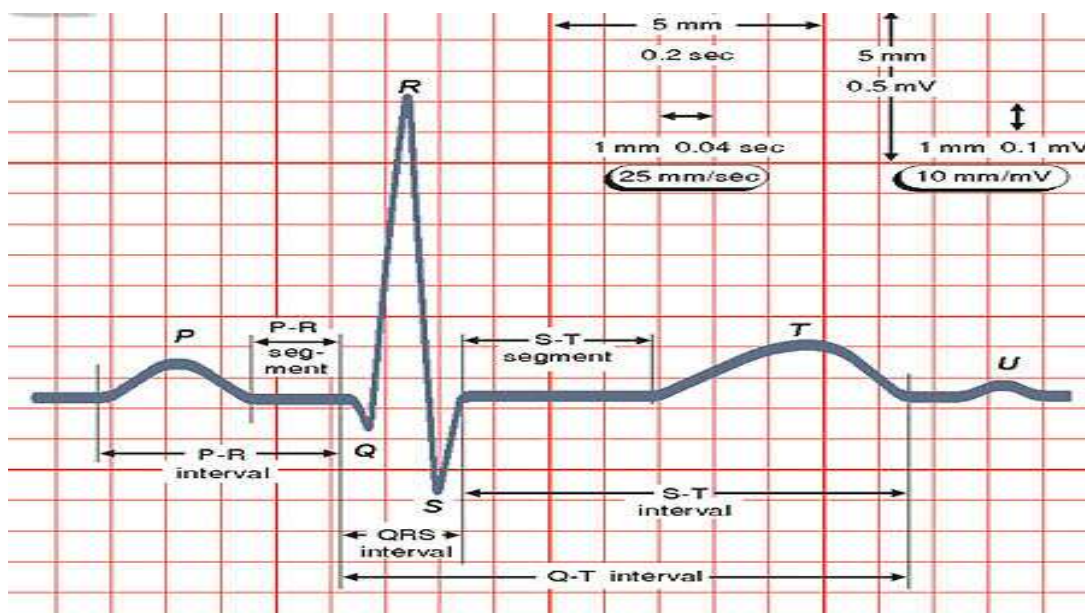
kde f_{vz} je vzorkovací kmitočet a f_{max} je maximální kmitočet vzorkovaného signálu.

Pro získání požadovaného EKG signálu bez různých druhů rušení, je jeho digitalizovaná podoba číslicově filtrována. Filtrace je jednou z nejpoužívanějších operací v signálovém zpracování. Za jistých podmínek je filtrace proces, který propouští požadované kmitočtové pásmo s minimálními deformacemi.

2.5 Analýza signálu EKG

Automatická detekce významných bodů a jejich parametrů na průběhu signálu EKG je významná pro diagnostiku kardiologických onemocnění. Na průběhu EKG byly pro následnou klasifikaci signálu detekovány tyto události (obr.2):

- P vlna (začátek, vrchol, konec),
- Q vlna (začátek a vrchol),
- R vlna (vrchol),
- S vlna (vrchol, konec),
- T vlna (začátek, vrchol, konec).

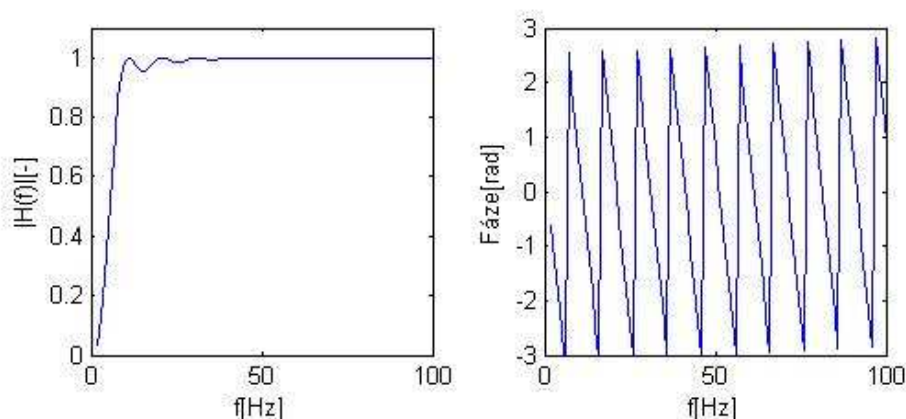


Obr. 2.6 Význam událostí signálu EKG (převzato z [11])

Spolehlivost automatického systému pro klasifikace EKG je závislá na přesnosti a spolehlivosti detekce QRS komplexu P a T vlny. Detekce QRS komplexu je nejdůležitější úlohou při automatické analýze signálu EKG. Po identifikaci QRS komplexu je možné provést detailnější analýzu EKG signálu.

2.6 Potlačení nízkofrekvenčního rušení

Potlačení rušení v oblasti nízkých kmitočtů analogovými horními propustmi s mezním kmitočtem vyšším než 0,05 Hz způsobuje výrazné zkreslení signálu díky nelineární fázové charakteristice těchto filtrů na začátku propustného pásma. V případě lineární fázové charakteristiky analogových filtrů lze mezní kmitočet horní propusti výrazně zvýšit asi až na 0,6 Hz bez podstatného negativního vlivu na užitečný signál. Na rozdíl od analogových filtrů je možné použít úzkopásmové číslicové filtry s lineární fázovou charakteristikou.

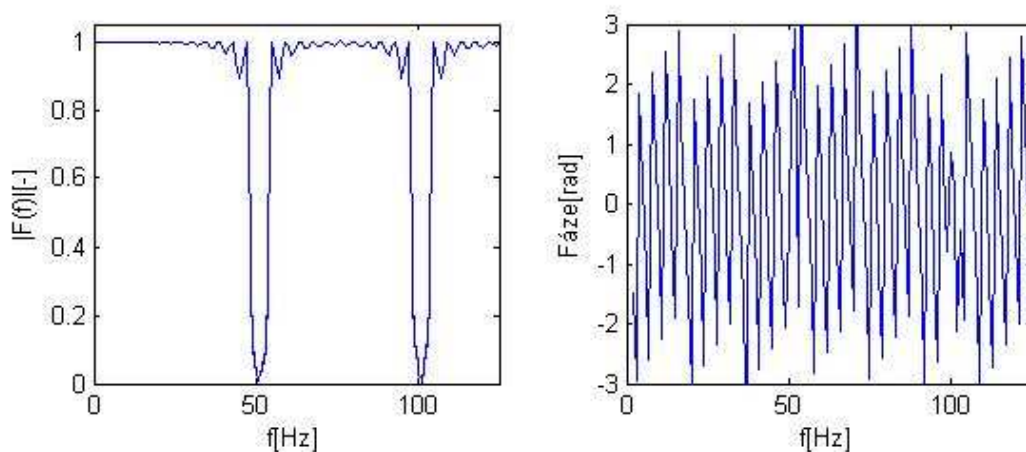


Obr. 2.7 Amplitudová a fázová charakteristika filtru pro odstranění driftu

Předností těchto filtrů je možnost návrhu s lineární fázovou charakteristikou. Přímá realizace úzkopásmového filtru s konečnou impulsní odezvou (dále jen FIR- finite impulse response) je však spojena s neúměrně vysokou pracností a tím i časovou náročností výpočtu jeho odezvy.

2.7 Potlačení síťového brumu

K filtraci síťového brumu je třeba přistoupit v případě, že není možné jej odstranit nastavením vnějších podmínek při snímání EKG signálu. Filtr musí být dostatečně úzkopásmový, protože kmitočet 50 Hz patří do pásma užitečného signálu. Spolehlivost nesmí narušit kolísání síťového kmitočtu. Nesmí zavádět fázové zkreslení signálu. Potíže může způsobovat i neharmonický průběh síťového brumu.



Obr. 2.8 Amplitudová a fázová charakteristika filtru pro odstranění brumu

U filtrů FIR vede požadavek na velmi úzké zadržované kmitočtové pásmo k impulsovým odezvám s velkým počtem vzorků (i nad 100 vzorků při $f_{vz} = 500$ Hz). Standardní realizace je v tomto případě značně časově náročná.

3 Stanovení požadovaných vlastností filtru pro potlačení driftu nulové izolinie

Kolísání nulové linie je jedním z hlavních druhů rušení. Vzniká jako důsledek pomalých elektrochemických dějů probíhajících na rozhraní elektroda/pokožka, příp. dýchání pacienta (do 0,8 Hz). Výrazné mohou být i artefakty vznikající při pravidelných pohybech pacienta (např. při zátěžových testech do 1,5 Hz). Největší problémy však způsobují náhodné nízkofrekvenční rušivé signály, jejichž spektrum dosahuje až do 10 Hz.

Organizace AHA (pro standardizaci přístrojů v elektrokardiografu a vektorkardiografu, ze kterého vychází další mezinárodní i národní normy), stanovuje, že odchylka zaznamenaného signálu od lineární reprezentace vstupního signálu nemá přesáhnout 5 % výchyly záznamu. Z těchto požadavků se odvozují kmitočtové vlastnosti EKG přístrojů tak, že dolní mezní kmitočet pro útlum 3 dB má být maximálně 0,05 Hz a od kmitočtu 0,14 Hz se má útlumová charakteristika pohybovat v tolerančním pásmu $\pm 0,5$ dB.

Principiálně jiné, než tyto na jedné straně poměrně přísné a na druhé straně nedůsledné požadavky na kmitočtové vlastnosti systémů pro snímání a zpracování signálu EKG, nebyly publikovány v žádné normě ani doporučení.

Z uvedených faktů vyplývá, že spektrální vlastnosti rušení si vynucují podstatné zvýšení mezního kmitočtu. Normy je však nepřipouští. V systémech strojového hodnocení EKG vedla tato situace ke vzniku a použití různých nelineárních či kvazineárních algoritmů filtrace, jejichž kmitočtové vlastnosti buď nelze stanovit vůbec, nebo jen velmi obtížně, čímž se obcházejí uvedené požadavky na amplitudové charakteristiky. Tyto algoritmy jsou však většinou vhodné jen pro zpracování krátkých úseků signálu. Jejich nevýhodou při průběžném zpracování signálu je potřeba detekce referenčních bodů v signálu, což zvyšuje pracnost výpočtu. Navíc spolehlivost algoritmů je závislá na spolehlivosti detekce referenčních bodů výskytu komplexu QRS.

Jako dolní propusti se často uplatňují Lynnovy filtry, které mohou výrazně snížit pracnost výpočtu odezvy. Lynnovy filtry vycházejí z hřebenových filtrů, které mají rovnoměrně rozložené nulové body na jednotkové kružnici. Některé nulové body jsou potlačeny rovnoměrně rozloženými póly.

Pro filtraci driftu je vhodné použít horní propust, která je odvozená od Lynnovy dolní propusti s přenosovou funkcí

$$G_{dp}(z) = \frac{1}{K} \cdot \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}}, \quad (2)$$

kde G_{dp} je přenosová funkce dolní propusti a K je konstanta dána vztahem:

$$K = \frac{f_{vz}}{f_m} \quad (3)$$

kde f_{vz} je vzorkovací kmitočet a f_m je mezní kmitočet.

Odvozená horní propust má značné zvlnění amplitudové charakteristiky v propustném pásmu, proto je výhodné použít dvojici Lynnových dolních propustí v sérii.

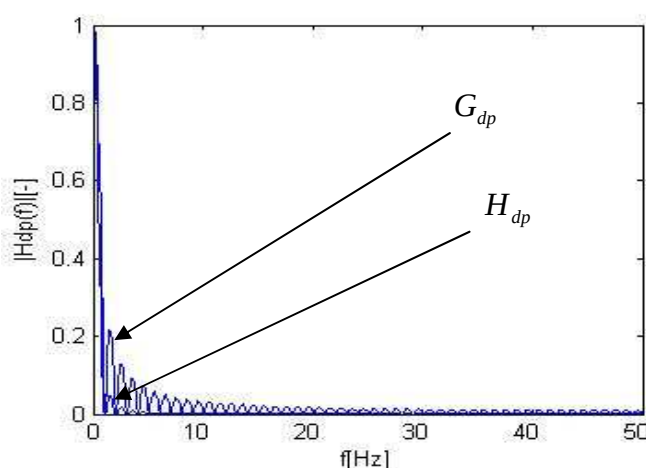
$$H_{dp}(z) = G_{dp}(z) * G_{dp}(z) = \left(\frac{1}{K} \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}} \right)^2, \quad (4)$$

kde H_{dp} je přenosová funkce dvojice Lynnových dolních propustí v sérii.

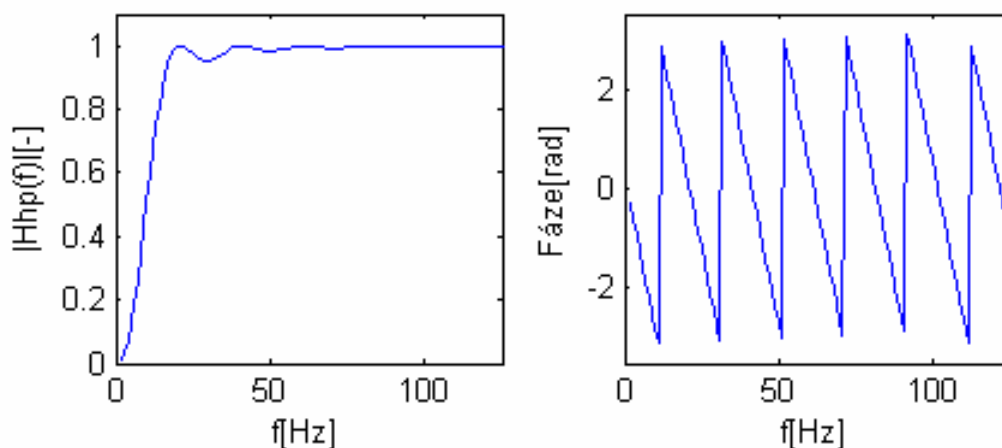
Horní propust je pak dána odečtením výstupu dolní propusti od vhodně zpožděného vstupního signálu. Přenosová funkce horní propusti je:

$$H_{hp}(z) = z^{-\tau} - H_{dp}^2(z) = z^{-\tau} - \left(\frac{1}{K} \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}} \right)^2, \quad (5)$$

kde H_{hp} je přenosová funkce horní propusti, τ je zpoždění vstupního signálu.



Obr. 3.1 Amplitudová charakteristika Lynnovy dolní propusti



Obr. 3.2 Amplitudová a fázová charakteristika Lynnovy horní propusti

4 Stanovení požadovaných vlastností filtru pro potlačení síťového rušení

Síťový brum je velmi častou příčinou znehodnocení elektrokardiogramu. Jeho přítomnost může ohrozit spolehlivost dalšího zpracování a správnost interpretace signálu, zejména provádě-li se s použitím počítačů. Rušení indukované z elektrické sítě je možné eliminovat úpravou podmínek snímání, zvláště u krátkodobých klidových záznamů. Ve skutečnosti se to nedaří vždy beze zbytku. Větší nesnáze způsobuje brum u záznamů dlouhodobých, kde se navíc často setkáváme s požadavkem na zpracování signálu v reálném čase.

Numerické metody pro potlačení síťového brumu vyžadují, aby byl vzorkovací kmitočet přesným násobkem kmitočtu sítě. Tento požadavek by byl snadno splnitelný (nejběžnější vzorkovací kmitočty signálu EKG jsou 250 Hz nebo 500 Hz) ale kolísání kmitočtu tuzemské sítě (49.1 Hz až 50 Hz) si v tomto případě vynucuje přidavný elektronický obvod, který zajistí odvození vzorkovacího kmitočtu od kmitočtu sítě.

Realizace takového obvodu není obtížná. Zmíněné metody ale předpokládají nepřítomnost myopotenciálů, jsou tedy nepoužitelné při zpracování elektrokardiogramů s předpokládaným výskytem myopotenciálů. Jejich nespornou výhodou je jednoduchost, která umožňuje práci v reálném čase. Na druhé straně lineární úzkopásmové zádrže nemají výše uvedené vlastnosti typické pro metody nelineární, ale jsou obvykle pomalé. Lineární filtrace v reálném čase klasickými filtry je možná při použití (u nás dosud takřka nedostupných) poměrně drahých signálových procesorů nebo jiných poměrně komplikovaných vestavěných zvláštních číslicových obvodů.

4.1 Stanovení požadavků na šířku pásma ideální pásmové zádrže pro odstranění brumu z EKG

Kmitočet síťového rušení zasahuje do spektra signálu EKG. Proto je třeba pro odstranění brumu použít filtr, který užitečný signál ovlivní co nejméně, tj. pásmovou zádrž s co nejužším nepropustným pásmem a lineární fázovou charakteristikou v propustných pásmech. Příliš přísné požadavky na šířku nepropustného pásma však zvyšují nároky na realizaci filtru a situaci dále komplikuje skutečnost, že kmitočet sítě není stálý.

Volba šířky potlačovaného pásma, přesněji šířky pásma B mezi nejbližšími kmitočty z okolí středu potlačovaného pásma (50 Hz), na kterých má filtr jednotkový přenos je dána vztahem:

$$B = \frac{2 f_{vz}}{pK} = \frac{100}{K}, \quad (6)$$

kde f_{vz} je vzorkovací kmitočet, p je konstanta dána poměrem vzorkovacího kmitočtu a kmitočtu potlačovaného signálu a K tedy určuje šířku zadržovaného pásma.

Šířka zadržovaného pásma ideální fázově nezkreslující pásmové zádrže může být 3 Hz kolem síťového kmitočtu, tj. $\pm 1,5$ Hz na obě strany. Princip Lymnových filtrů lze použít k návrhu úzkopásmových zádrží s lineární fázovou charakteristikou s vyhovujícím průběhem amplitudové charakteristiky v jak nepropustném, tak i propustných pásmech.

Nevýhodou lineárních úzkopásmových zádrží všech typů je vznik chybových kmitů v okolí komplexu QRS. Vedle rušivého brumu totiž filtr potlačí i příslušné složky ze spektra užitečného signálu. Velikost parazitních kmitů je proto dána velikostí těchto spektrálních složek a dále tvarem impulsové odezvy použitého filtru. Impulsové charakteristiky diskutovaných pásmových zádrží mají kmitavý charakter. Zúžování potlačovaného pásma zvyšováním řádu přenosové funkce filtru je provázeno prodlužováním impulsové charakteristiky při současném snižování jejích kmitů, což vede i k tlumení zákmitů v okolí komplexu QRS. Při zpracování konkrétního signálu je třeba mít na paměti, že má smysl prodlužovat impulsovou odezvu filtru jen po určitou mez, která souvisí s periodou signálu. Protože struktura Lymnových filtrů umožňuje jednoduché přeladění, mohou se v budoucnu použít i pro konstrukci adaptivních filtrů průběžně se přizpůsobujících okamžitým vlastnostem filtrovaného signálu.

Postup použitý pro zjištění maximální šířky pásma zádrže pro potlačení síťového rušení v signálu EKG byl tedy následující. Ze vzorků signálů EKG jednoho srdečního cyklu bylo pomocí diskretní Fourierovy transformace získáno kmitočtové spektrum a z takto zjištěného spektra byly postupně odstraňovány spektrální čáry symetricky kolem kmitočtu 50 Hz. Spektrální čáry byly odstraňovány dokud odchylka originálního signálu od signálu získaného zpětnou Fourierovou transformací modifikovaného spektra byla v mezích odvozených z doporučení organizace AHA.

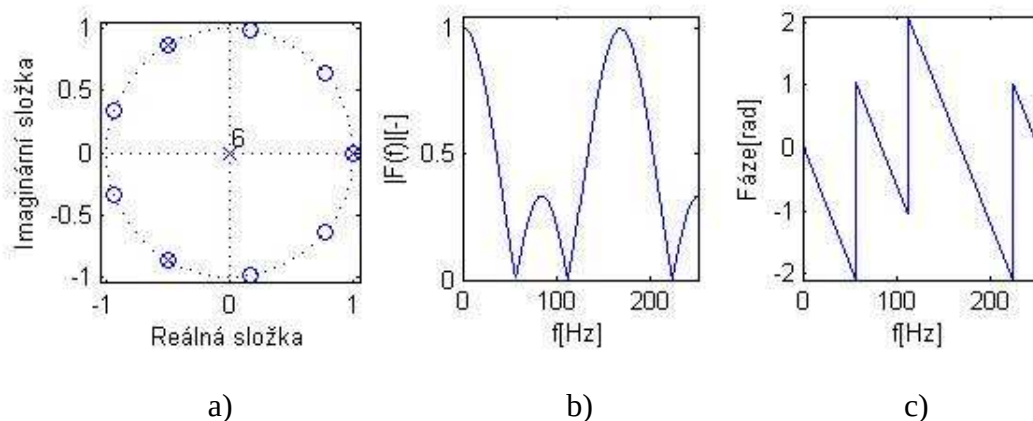
4.2 Lineární filtry pro potlačení síťového brumu

Pro potlačení síťového rušení je v práci naznačeno uplatnění Lymnových filtrů, které vynikají minimálními nároky na dobu výpočtu odezvy. Lymnovy filtry jsou filtry, jejichž přenosové funkce lze charakterizovat rovnoměrně rozloženými nulovými body na jednotkové kružnici z nichž některé jsou eliminovány opět rovnoměrně rozloženými póly. Polohy pólů korespondují se středy propustných pásem. Podle způsobu rozložení nulových bodů a pólů můžeme rozlišovat tři základní typy Lymnových pásmových propustí:

1. typ Lymnovy pásmové propusti:

$$H(z) = \frac{1 - z^{-Kp}}{1 - z^{-p}}, \quad (7)$$

kde $H(z)$ je přenosová funkce Lymnovy pásmové propusti 1. typu.

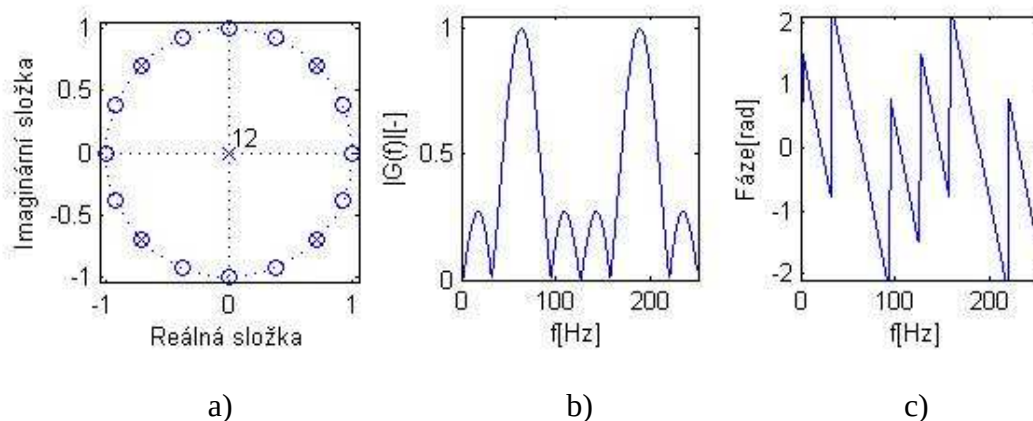


Obr. 4.1 a) Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici; b), c) amplitudová a fázová charakteristika Lynnyho pásmové propusti 1. typu

2.typ Lynnyho pásmové propusti:

$$G(z) = \frac{1 - z^{-Kp}}{1 + z^{-p}}, \quad (8)$$

,kde $G(z)$ je přenosová funkce Lynnyho pásmové propusti 2.typu

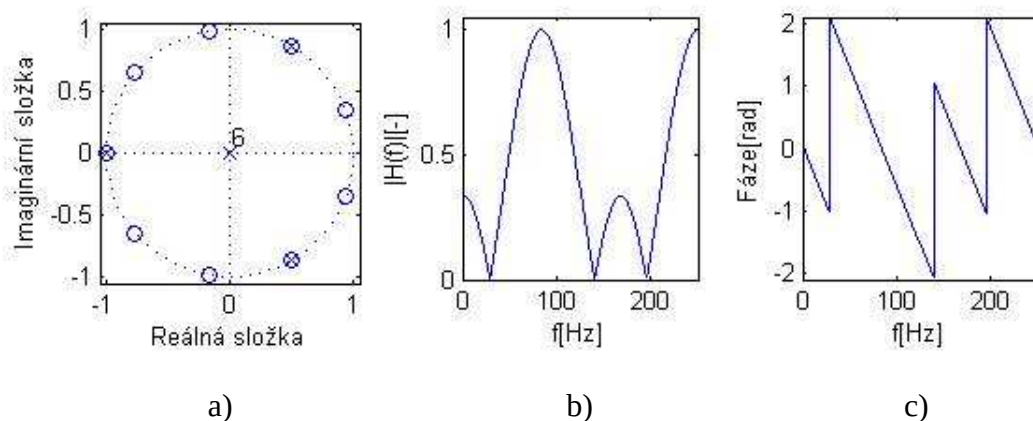


Obr. 4.2 a) Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici; b), c) amplitudová a fázová charakteristik Lynnyho pásmové propusti 2. typu

3.typ Lynnyho pásmové propusti:

$$F(z) = \frac{1 + z^{-Kp}}{1 + z^{-p}}, \quad (9)$$

kde $F(z)$ je přenosová funkce Lynnyho pásmové propusti 3.typu



Obr. 4.3 a) Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici; b), c) amplitudová a fázová charakteristika Lymnovy pásmové propusti 3. typu

Společné vlastnosti všech typů:

- lineární fázová charakteristika,
- konstantní skupinové zpoždění $\tau_{pp} = (K - 1)p / 2$,
- přenos na středních kmitočtech propustných pásem je K ,
- maximální přenos v nepropustném pásmu je nejméně $0,21 \cdot K$ (-13,5dB).

Princip odvození pásmové zádrže spočívá v odečítání výstupu Lymnovy pásmové propusti od zpožděného vstupního signálu a je dána přenosovou funkcí:

$$H_{pz}(z) = z^{-\tau} - H_{pp}(z), \quad (10)$$

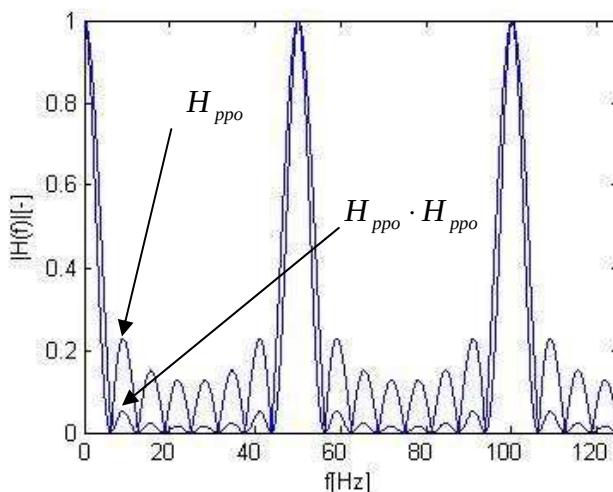
kde $H_{pz}(z)$ reprezentuje přenosovou funkci pásmové zádrže se zvlněnou amplitudovou charakteristikou v propustných pásmech a s jediným minimem v pásmu nepropustném, $H_{pp}(z)$ je přenosová funkce pásmové propusti a τ je skupinové zpoždění.

Dále je zaměřeno na systémy odvozené z Lymnových filtrů 1. typu, použitelné při vzorkovacích kmitočtech, které jsou libovolnými celočíselnými násobky 50 Hz. Pásmové zádrže odvozené z Lymnových filtrů 2. a 3. typu jsou sice realizačně poněkud jednodušší, ale jejich použití je omezeno pouze na vzorkovací kmitočty, které jsou sudým násobkem sítěového kmitočtu. Při vzorkovacím kmitočtu 250 Hz, který je při zpracování signálu EKG velmi častý, s nimi nelze počítat.

Systém s přenosovou funkcí:

$$H_{pzo}(z) = z^{-\tau} - \left(\frac{1 - z^{-Kp}}{K(1 - z^{-p})} \right) = z^{-\tau} - H_{ppo}(z), \quad (11)$$

kde H_{pzo} je přenosová funkce pásmové zádrže se středy zadržovaných pásem na kmitočtech $f_{vz}i/p$ ($i = 0, 1, 2, \dots$) za podmínky, že τ je celočíselným násobkem p a H_{ppo} je přenosová funkce pásmové propusti.



Obr. 4.4 Amplitudová charakteristika Lynnovy pásmové propusti

Jestliže platí, že:

$$\tau = \tau_{pp} = \frac{K-1}{2} p, \quad (12)$$

kde K je liché číslo, bude impulsová charakteristika filtru symetrická a fázová charakteristika lineární. Podmínku samozřejmě nelze dodržet při necelém τ_{pp} , je vhodné volit τ jako nejbližší násobek p ke zpoždění τ_{pp} tedy:

$$\tau = \frac{Kp}{2} \text{ nebo } \frac{Kp}{2} - 1, \quad (13)$$

aby se co nejméně porušila symetrie impulsové charakteristiky a tím i linearita charakteristiky fázové.

Aby systém potlačoval pouze periodický rušivý signál o základním kmitočtu a nikoliv stejnosměrnou složku, je nutné potlačit nejnižší propustné pásmo u výchozí pásmové propusti. To lze účinně zajistit Lynnovou dolní propustí rovněž 1. typu s přenosovou funkcí:

$$H_{dp}(z) = \frac{1 - z^{-Kp}}{Kp(1 - z^{-1})}, \quad (14)$$

kde H_{dp} je přenosová funkce Lynnovy dolní propusti se skupinovým zpožděním:

$$\tau_{dp}(z) = \frac{Kp-1}{2}, \quad (15)$$

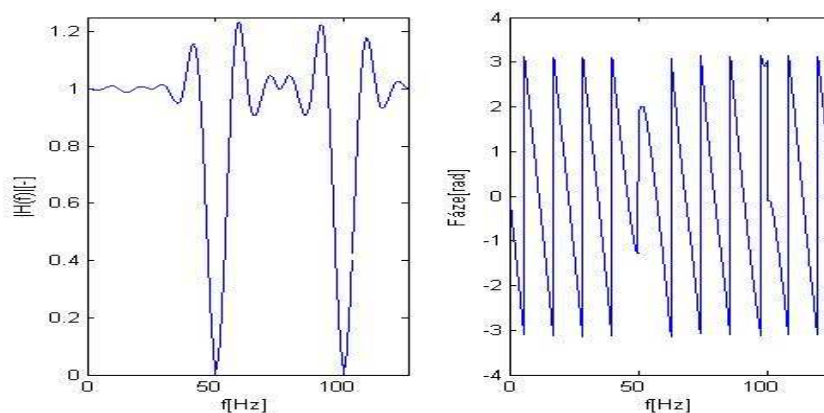
Porovnáme-li skupinové zpoždění τ_{pp} a τ_{dp} , pak zřejmě platí:

$$\tau_{dp} = \frac{p+1}{2} + \tau_{pp}, \quad (16)$$

na což je nutné kvůli zachování linearitě fázové charakteristiky výsledného filtru brát ohled. Z uvedeného lze vyvodit, že výsledná pásmová zadrž se středy nepropustných pásem a kmitočtech $f_{vz} \cdot i / p$ ($i = 1, 2, 3, \dots$) může mít přenosovou funkci ve dvou adekvátních podobách:

$$H_{pz}(z) = z^{-\tau - \frac{p-1}{2}} - [H_{ppo}(z) \cdot z^{-\frac{p-1}{2}} - H_{dp}(z)] = [z^{-\tau} - H_{ppo}(z)] z^{-\frac{p-1}{2}} - H_{dp}(z), \quad (17)$$

kde p je liché číslo a systém bude mít pro $\tau = \tau_{pp}$ tj. pro liché K lineární fázovou charakteristiku. Toto není splněno při sudém K nebo p . V takových případech je třeba výrazy na pravé straně vztahu (17) upravit tak, aby všechna zpoždění byla celočíselná a bylo násobkem p .



Obr. 4.5 Amplitudová a fázová charakteristika systému popsaného vztahem (17) pro $p=5$, $K=8$

Šířka pásma mezi kmitočty, na kterých je nulový a nejbližší jednotkový přenos je f_{vz}/Kp .

Vedle případné nelinearity fázové charakteristiky (při sudém p nebo K) je nevýhodou filtru H_{pz} zvlněná amplitudová charakteristika v propustných pásmech (obr. 4.5). Příčinou je nízká jakost výchozích systémů. K podstatnému zkvalitnění vede použití kaskád Lynnových filtrů.

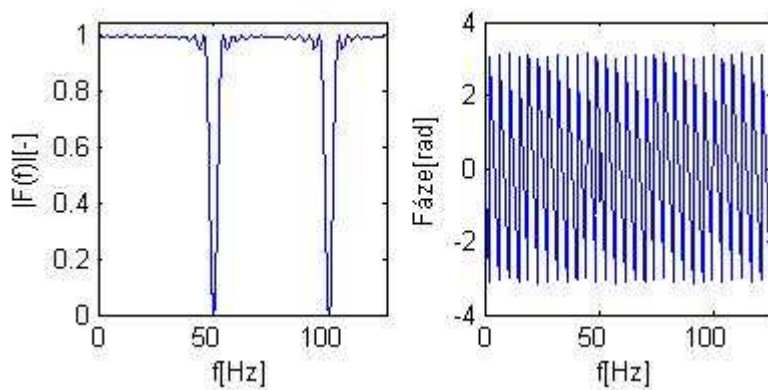
Abychom zvlnění amplitudových charakteristik pásmových zadrž dostali do souladu s doporučeními organizace AHA, týkajícími se maximálního kolísání přenosu v propustném pásmu elektrokardiografického systému, je třeba zajistit, aby kolísání charakteristiky v propustném pásmu pásmové zadrž nevybočilo z koridoru - 0,5 dB.

Použití dvojic filtrů je výhodné i z jiného důvodu. Vede ke zdvojnásobení příslušných zpoždění, takže výsledná pásmová zadrž má přenosovou funkci:

$$H_{pz}^2(z) = [z^{-(K-1)p} - H_{ppo}^2(z)] z^{-(p-1)} + H_{dp}^2(z) = z^{-(Kp-1)} - (H_{ppo}^2(z) \cdot z^{-(p-1)} - H_{dp}^2(z)), \quad (18)$$

kde $H_{pz}^2(z)$ je přenosová funkce pásmové zadržky zapojené v kaskádní realizaci.

Takto navržený filtr má lineární fázovou charakteristikou bez ohledu na to, jestli K nebo p jsou lichá či sudá čísla.



Obr. 4.6 Amplitudová a fázová charakteristika systému popsaného vztahem (18) pro $p=5$, $K=12$

5 Realizace filtrů Lynnova typu pro potlačení rušení

5.1 Potlačení síťového rušení (brumu)

Rušení není problémem při zajištění podmínek pro kvalitní snímání (zejména zanedbatelné přechodové odpory elektroda-kůže), ale velmi často tyto podmínky personál nezajistí.

Pro potlačení tohoto rušení jsou v práci popsány pásmové zádrže odvozené z Lynnových pásmových propustí, které vycházejí z hřebenových filtrů. Výchozí Lynnova pásmová propust se středy propustných pásem na kmitočtech $i \cdot 50$ Hz (kde $i = 0, 1, 2, \dots$) má přenosovou funkci:

$$H_{pp}(z) = \left(\frac{1 - z^{-Kp}}{K(1 - z^{-p})} \right). \quad (19)$$

Odvozená Lynnova pásmová zádrž má pak přenosovou funkci:

$$H_{pz}(z) = z^{-\tau} - \left(\frac{1 - z^{-Kp}}{K(1 - z^{-p})} \right). \quad (20)$$

Musí však platit $\tau = \frac{K-1}{2} p$,

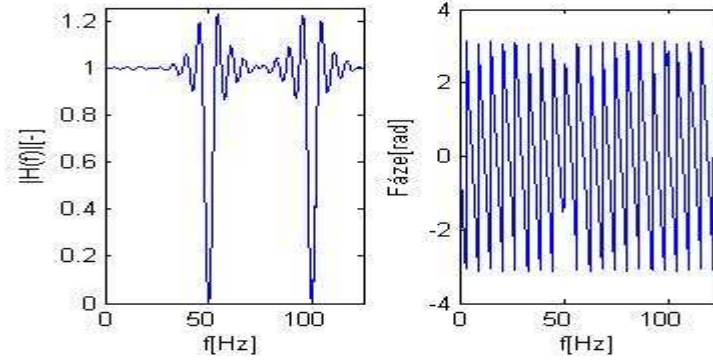
kde K musí být liché číslo. Za těchto předpokladů bude fázová charakteristika lineární.

Aby systém potlačoval pouze rušivý signál o kmitočtu kolem 50 Hz a nepotlačoval stejnosměrnou složku, je třeba potlačit pásmo kolem stejnosměrné složky u výchozí pásmové propusti. To je možné zajistit opět Lynnovou dolní propustí s přenosovou funkcí danou vztahem (2).

Výsledná pásmová zádrž pro potlačení síťového brumu bude pak mít přenosovou funkci:

$$H_{pz}(z) = z^{-\tau - \frac{p-1}{2}} - [H_{ppo}(z) \cdot z^{-\frac{p-1}{2}} - H_{dp}(z)], \quad (21)$$

kde p a K jsou lichá čísla. Za těchto podmínek bude mít systém fázovou charakteristiku rovněž lineární.



Obr. 5.1 Amplitudová a fázová charakteristika Linnovy pásmové propusti podle vztahu (20) pro $K=16, p=5$

Jak bylo naznačeno, je nevýhodou filtru s přenosovou funkcí $H_{pz}(z)$ výrazně zvlněná amplitudová charakteristika v propustných pásmech. Ke zkvalitnění filtrace poslouží zapojení Linnových filtrů do kaskád.

Při kaskádní realizaci má výchozí pásmová propust přenosovou funkci:

$$H_{pp}^2(z) = \left(\frac{1 - z^{-Kp}}{K(1 - z^{-p})} \right)^2. \quad (22)$$

Odvozená pásmová zádrž pak přenosovou funkcí:

$$H_{pz}(z) = z^{-(Kp-p)} - \left(\frac{1 - z^{-Kp}}{K(1 - z^{-p})} \right)^2. \quad (23)$$

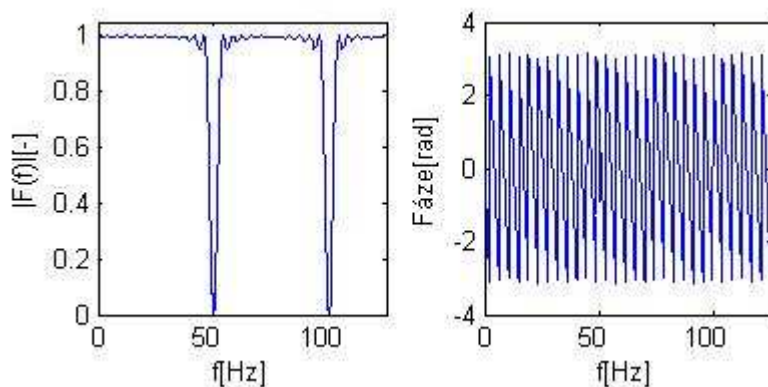
Stejně jako u jednoduchého řešení je třeba obnovení propustnosti na kolem kmitočtu 0 Hz. To se provede taktéž dolní propustí s přenosovou funkcí

$$H_{dp}^2(z) = \left(\frac{1 - z^{-Kp}}{Kp(1 - z^{-1})} \right)^2. \quad (24)$$

Konečný tvar výsledné pásmové zádrže pro potlačení síťového brumu v kaskádní realizaci má tvar:

$$H_{pz}^2(z) = z^{-(Kp-1)} - [H_{ppo}^2(z) \cdot z^{-(p-1)} - H_{dp}^2(z)]. \quad (25)$$

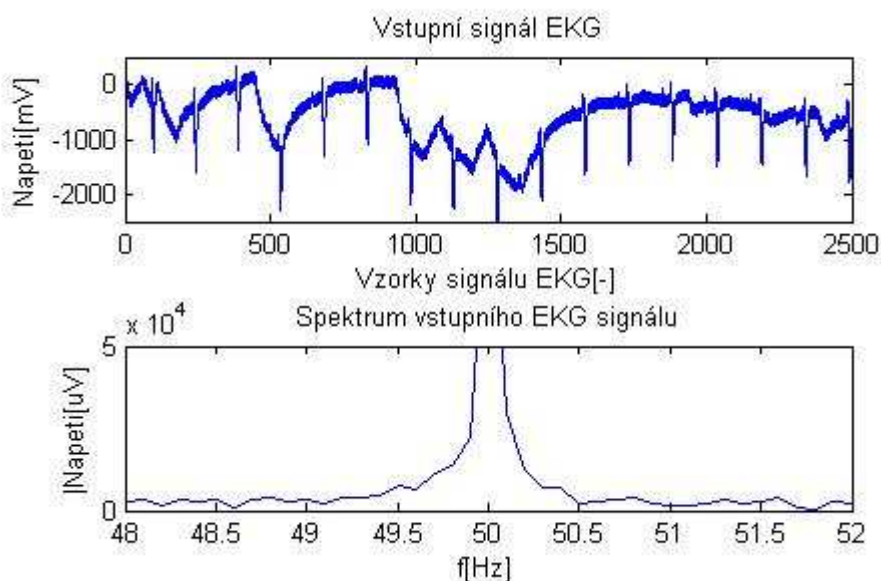
Tento systém bude mít fázovou charakteristiku lineární bez ohledu na to, jsou-li K a p sudá nebo lichá.



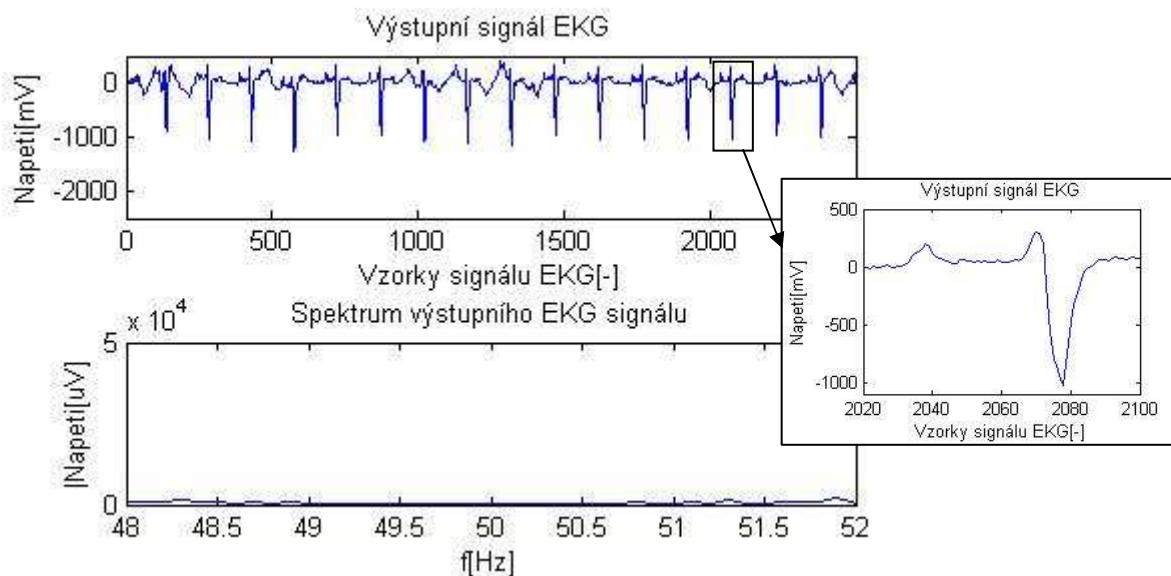
Obr. 5.2 Amplitudová a fázová charakteristika systému popsaného vztahem (25) pro $k=12, p=5$

5.1.1 Ověření filtru pro potlačení síťového rušení v jednoduché a kaskádní realizaci

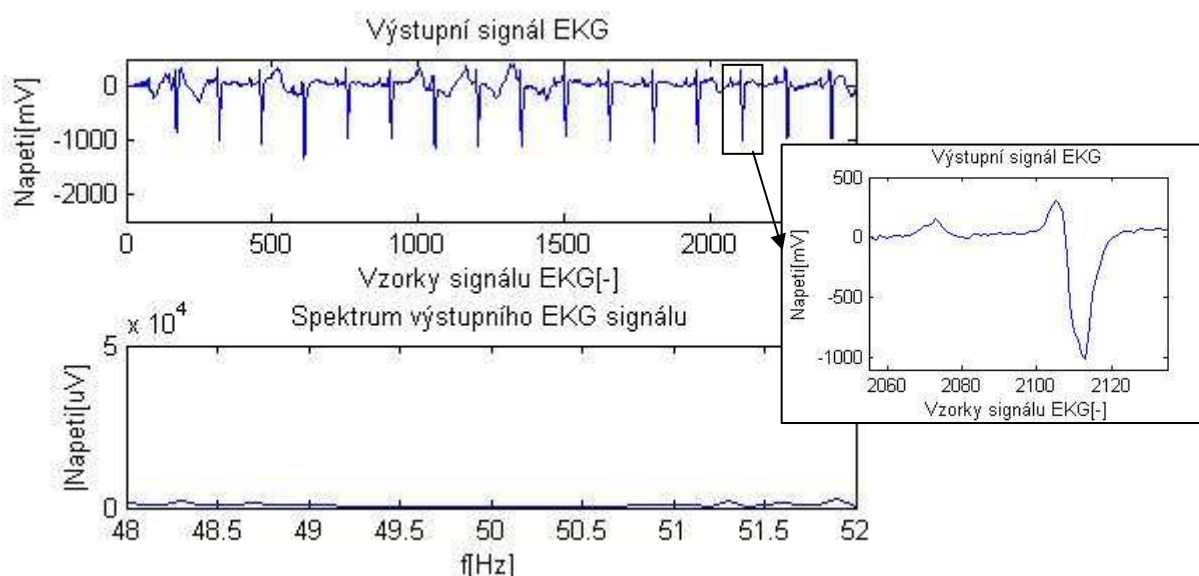
Jednoduchá realizace má příliš velké zvlnění v propustném pásmu, což může ovlivnit průběh užitečného signálu. Toto zvlnění však lze potlačit zapojením dvou těchto filtrů do kaskády.



Obr. 5.3 Vstupní EKG signál a jeho kmitočtové spektrum (detail okolí 50 Hz)



Obr. 5.4 EKG signál filtrovaný jednoduchým filtrem a jeho kmitočtové spektrum



Obr. 5.5 EKG signál filtrovaný filtrem v kaskádní realizaci a jeho kmitočtové spektrum

Když porovnáme filtraci signálu systémem v kaskádní realizaci a jednoduché realizaci, nejsme schopni u daného signálu zjistit účinnost filtrací, která se může projevit u signálů s odlišným průběhem kmitočtové charakteristiky.

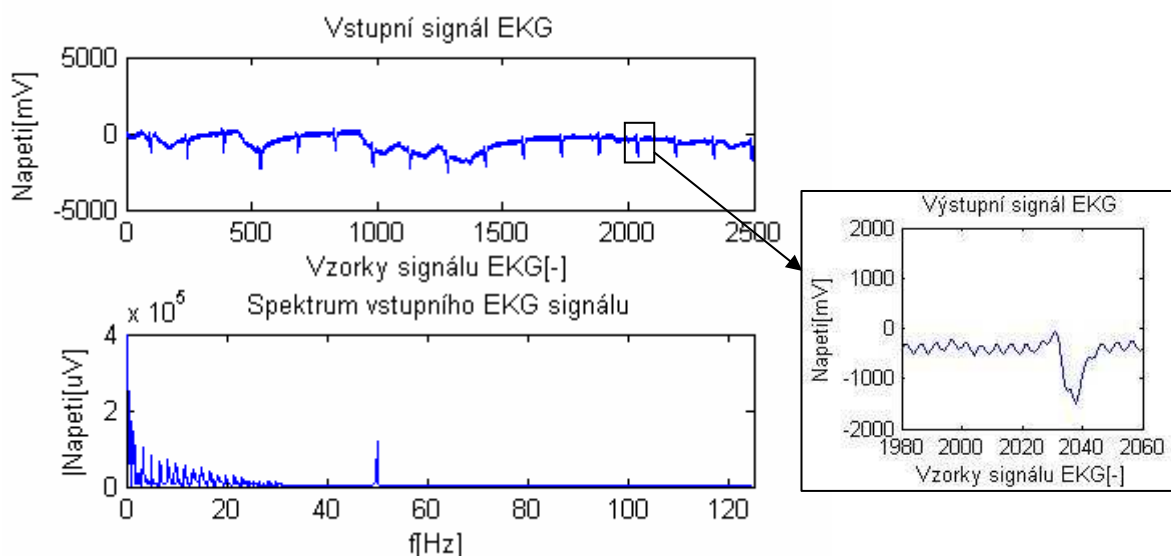
5.1.2 Potlačení brumu ze signálu EKG vzorkovaný kmitočtem 250 a 500 Hz

Signál EKG je nečastěji vzorkován vzorkovacím kmitočtem 250 Hz a 500 Hz, proto je žádoucí tomu i přizpůsobit vhodné lineární filtry. V případě Lynnových pásmových propustí, které byly popsány dříve, se změna vzorkovacího kmitočtu musí projevit změnou konstanty p , která vychází ze vztahu:

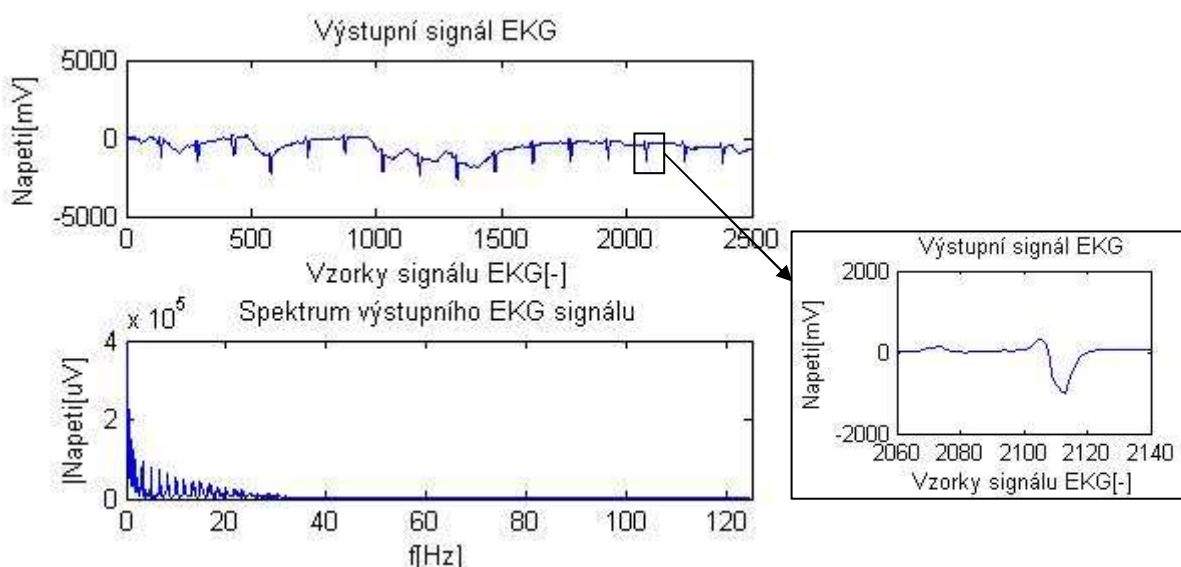
$$B = \frac{2 f_{VZ}}{pK}, \quad (26)$$

kde B je šířka potlačovaného pásma a p je poměr vzorkovacího kmitočtu ku kmitočtu potlačovaného signálu.

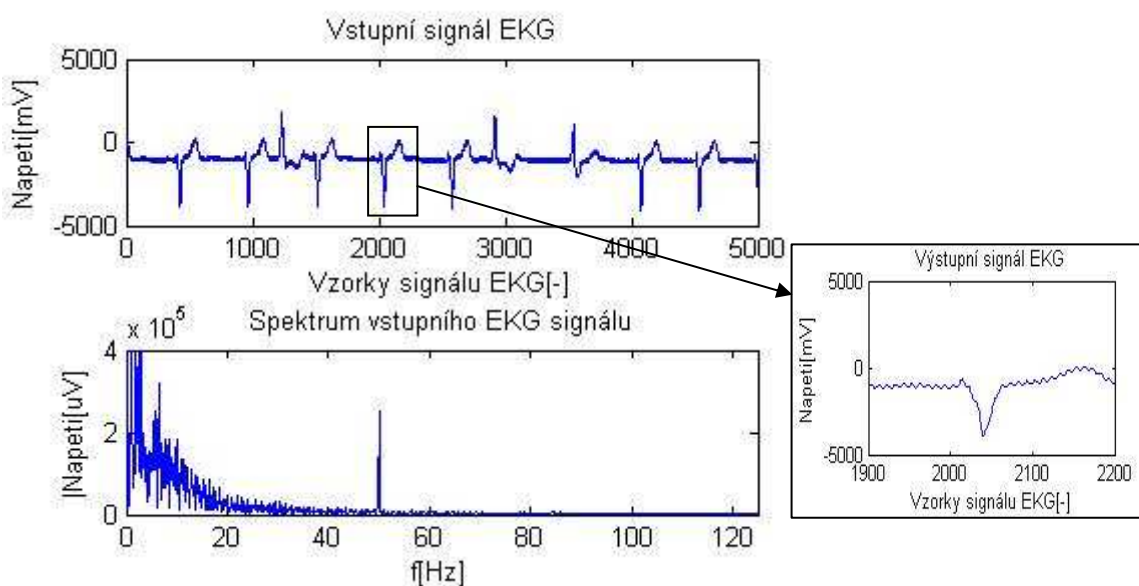
Je proto nutné při návrhu těchto filtrů brát na tuto konstantu ohled. Jak bylo zmíněno jsou nejčastější vzorkovací kmitočty 250 a 500 Hz. V těchto dvou případech je proto volba konstanty p následující: Při $f_{VZ} = 250$ Hz je konstanta $p = 5$, a při $f_{VZ} = 500$ Hz je konstanta $p = 10$.



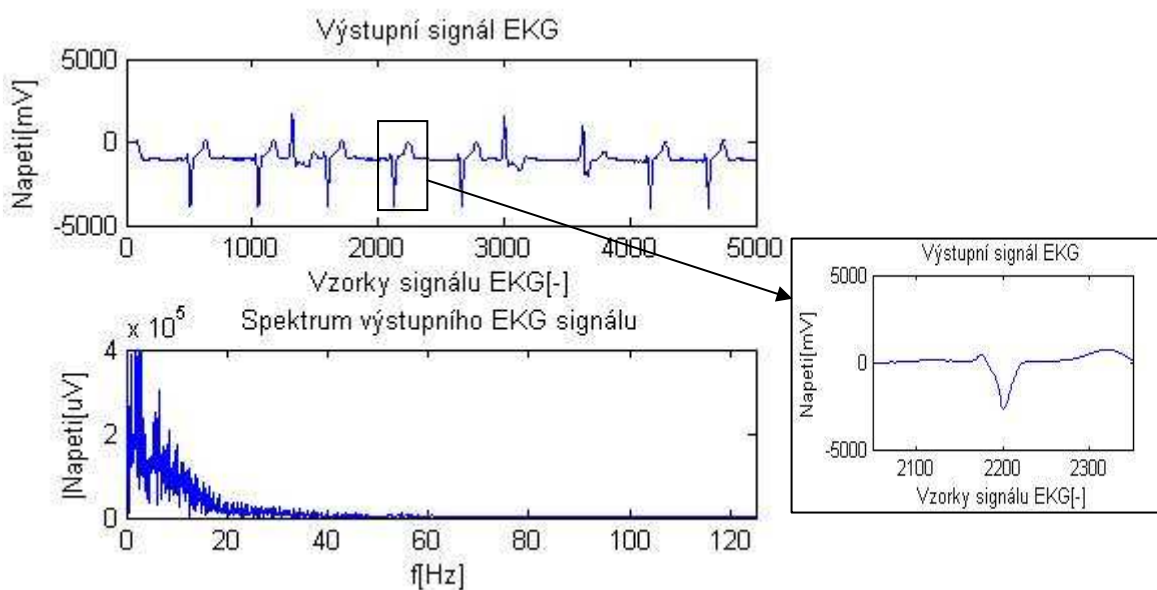
Obr. 5.6 Vstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 250 Hz a jeho kmitočtové spektrum



Obr. 5.7 Výstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 250 Hz a jeho kmitočtové spektrum



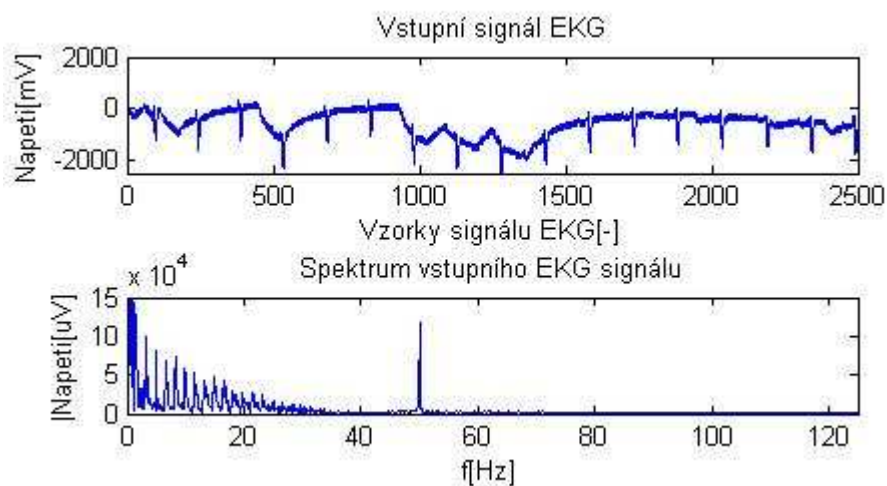
Obr. 5.8 Vstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz a jeho kmitočtové spektrum



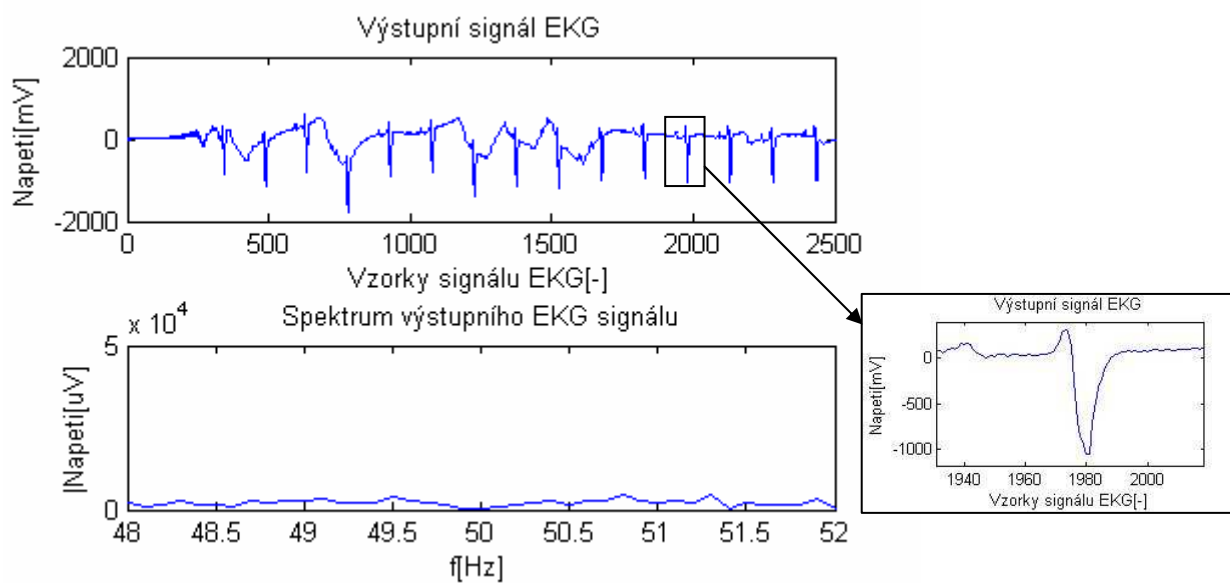
Obr. 5.9 Výstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz a jeho kmitočtové spektrum

5.1.3 Experimentální ověření filtru při změně šířky potlačovaného pásma

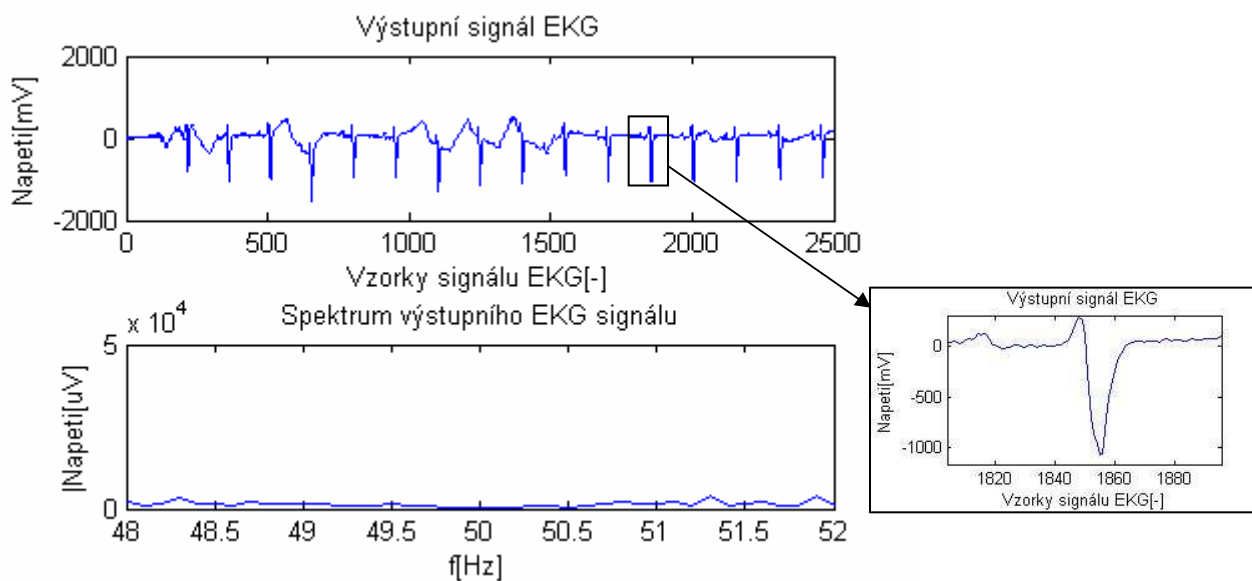
Jak bylo zmíněno dříve je šířka potlačovaného pásma dána konstantou K vztahem (3). Volbou této konstanty je následně nastavována různá šířka potlačovaného pásma. K ověření účinnosti filtrace je použit filtr popsáný vztahem (23), který potlačí jednak kmitočty v okolí 50 Hz, jednak oblast nízkých kmitočtů.



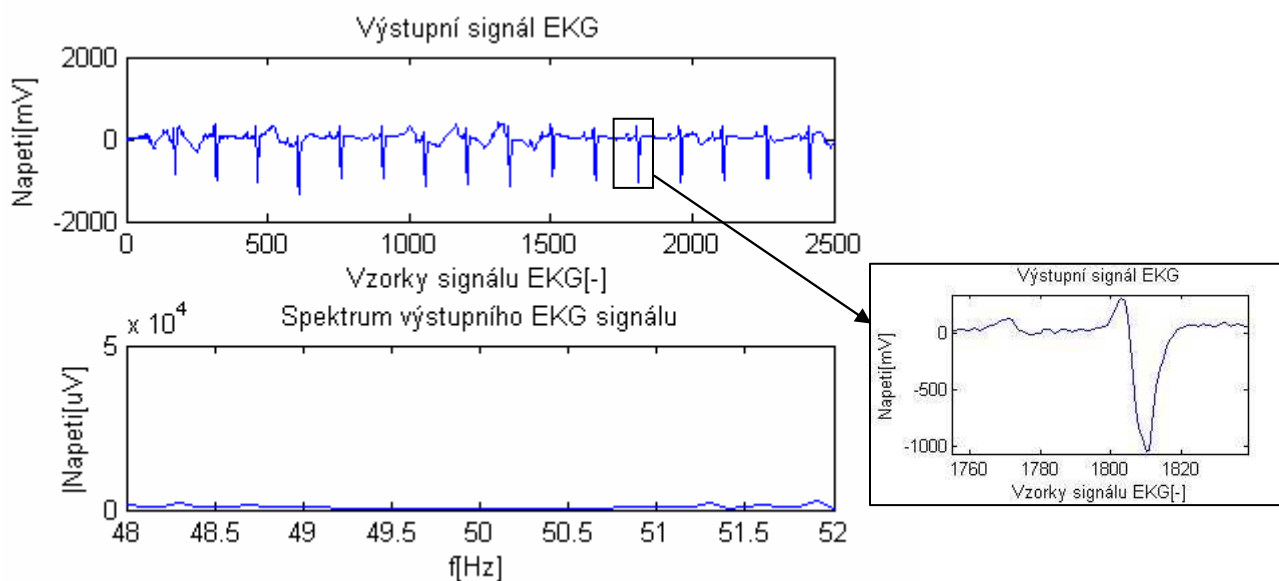
Obr. 5.10 Vstupní signál a jeho kmitočtové spektrum



Obr. 5.11 Výstupní signál filtrovaný Lymnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 1 Hz (detail v okolí 50 Hz)



Obr. 5.12 Výstupní signál filtrovaný Lymnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 2 Hz (detail v okolí 50 Hz)

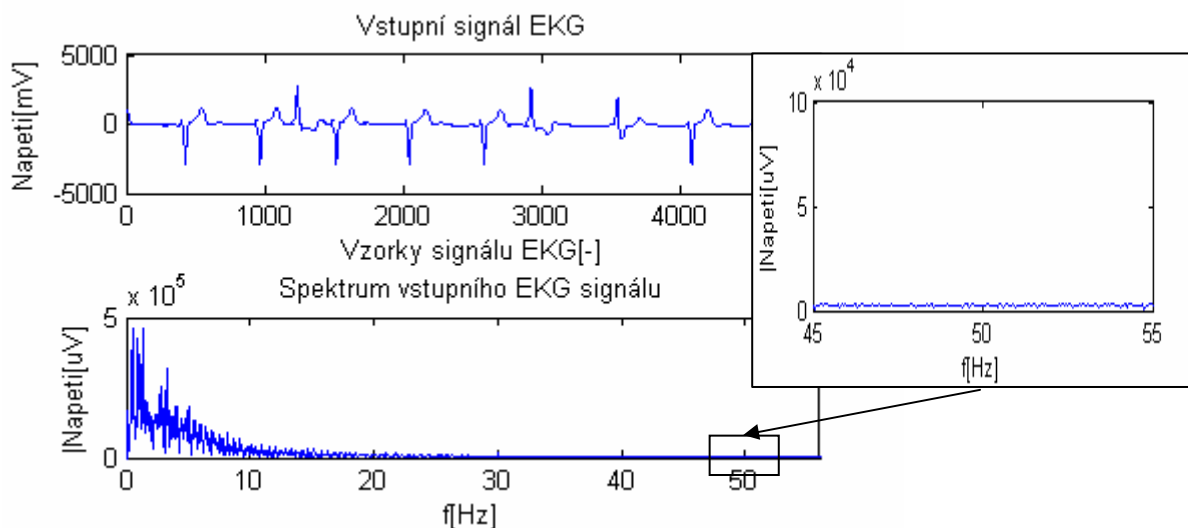


Obr. 5.13 Výstupní signál filtrovaný Lymnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 3 Hz (detail v okolí 50 Hz)

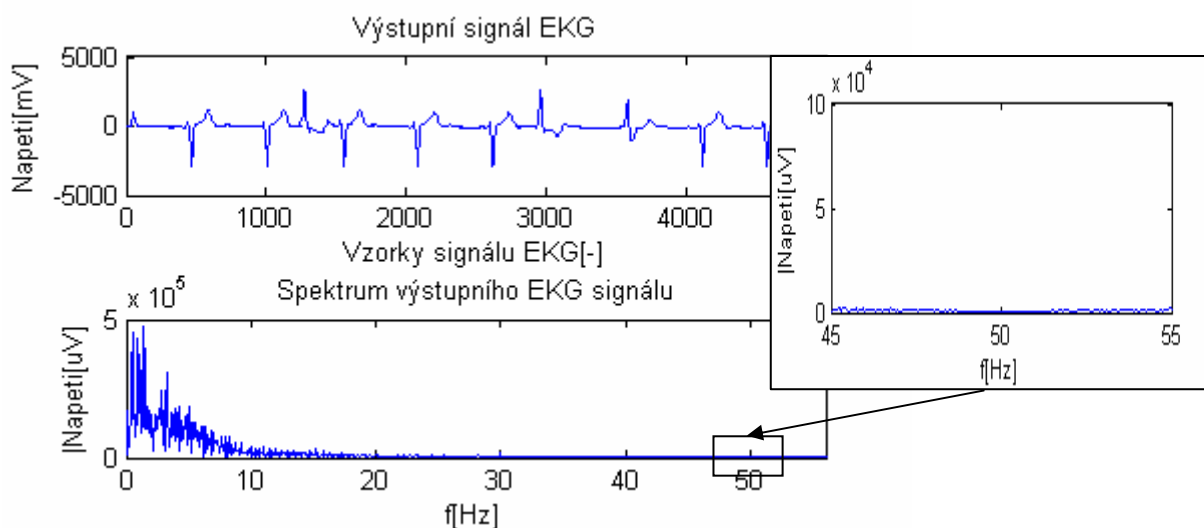
Z provedeného experimentu je patrné, že potlačení síťového rušení bylo účinné ve všech případech filtrace signálu. Je však nutné brát ohled na volbu konstanty K , která se pak musí přizpůsobit požadavkům kladeným na Lymnovu horní propust.

5.1.4 Vliv filtru pro odstranění brumu na čistý signál EKG

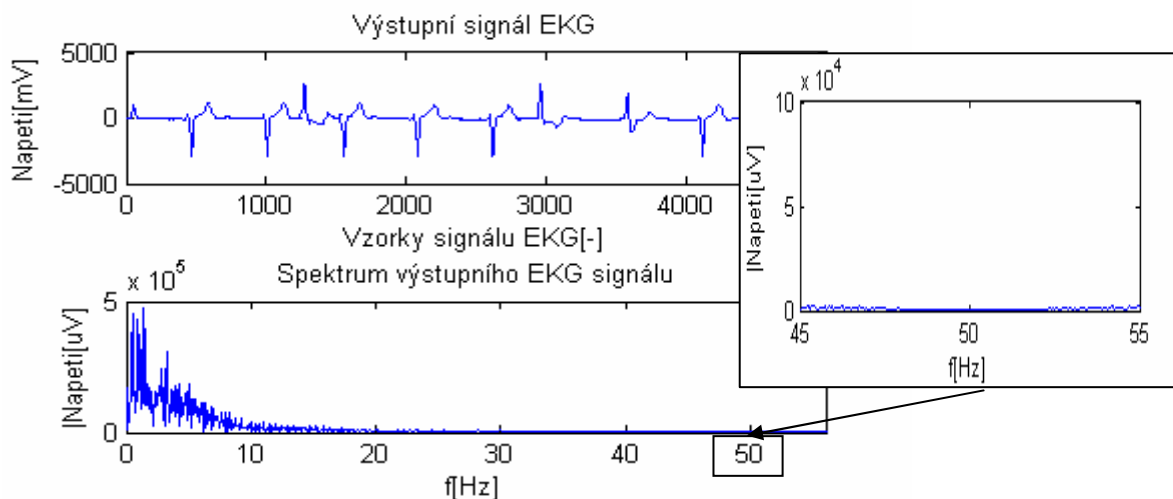
Pro správnou funkčnost filtru je důležité ověření filtrace na čistém signálu EKG. Je kladen požadavek na to, aby při filtraci nedocházelo ke zkreslení užitečného signálu. Jako vstupní signál je použit signál neobsahující rušení se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz. Z tohoto signálu byla odstraněna stejnosměrná složka.



Obr. 5.14 Vstupní signál EKG neobsahující rušení a jeho kmitočtové spektrum (detail v okolí 50 Hz)



Obr. 5.15 Výstupní signál filtrovaný Lymnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 3 Hz (detail v okolí 50 Hz)

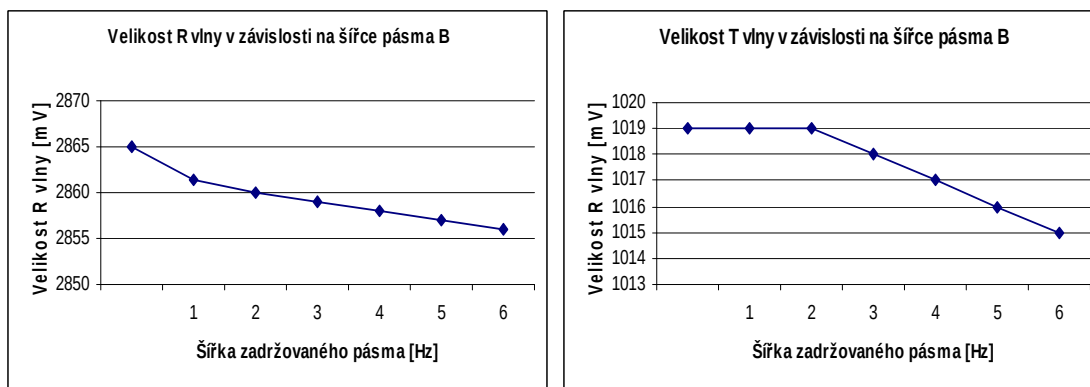


Obr. 5.16 Výstupní signál filtrovaný Lynnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 5 Hz (detail v okolí 50 Hz)

Vstupní signál byl filtrován filtrem pro odstranění síťového rušení s proměnnou šířkou zadržovaného pásma. Na výstupním signálu byly následně změřeny velikosti vln komplexu QRS a zapsány do tabulky (1)

	vstupní signál	výstupní signál filtrovaný pásmovou zádrží s šířkou pásma B					
B[Hz]		1	2	3	4	5	6
velikost střední hodnoty R vlny [mV]	2865	2861	2860	2859	2858	2857	2856
velikost střední hodnoty T vlny [mV]	1019	1019	1019	1018	1017	1016	1015

Tab. 1. Změna velikosti R a T vlny při změně šířky pásma



Obr. 5.17 Graf závislosti velikosti vln komplexu QRS na změně zadržovaného pásma B

Z obrázku (5.17) vyplývá, že při změně zadržovaného pásma v okolí síťového kmitočtu nedochází k výrazné ztrátě informace užitečného signálu. Je to dáno tím že spektrum užitečného signálu sice zasahuje do okolí 50 Hz ale složky v této oblasti jsou zanedbatelné. Šířka zadržovaného pásma může být ± 3 Hz kolem síťového kmitočtu aniž by docházelo ke ztrátě užitečného signálu.

5.2 Potlačení driftu

Toto rušení vzniká často příčinou vlivu dýchání, pohybem pacienta, atd. V kmitočtové oblasti zasahuje přibližně do 2 Hz. Pro potlačení tohoto rušení se proto používá filtrace horní propustí.

V této práci je zaměřeno na filtraci signálu horní propustí Lynnova typu. Pro odvození Lynnovy horní propusti použijí Lynnovu dolní propust s přenosovou funkcí:

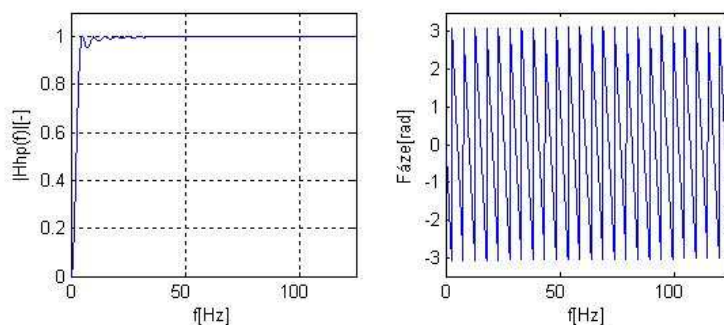
$$H_{dp}(z) = \frac{1}{K} \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}} . \quad (27)$$

Pro dosažení lepších výsledků se používá kaskádní realizace Lynnovy dolní propusti, která spočívá zapojením 2 filtrů Lynnovy dolní propusti do série. Přenosová funkce:

$$H_{dp}(z) = \left(\frac{1}{K} \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}} \right)^2 , \quad (28)$$

je přenosová funkce dvou lynnových dolních propustí v sérii a odvozená horní propust je :

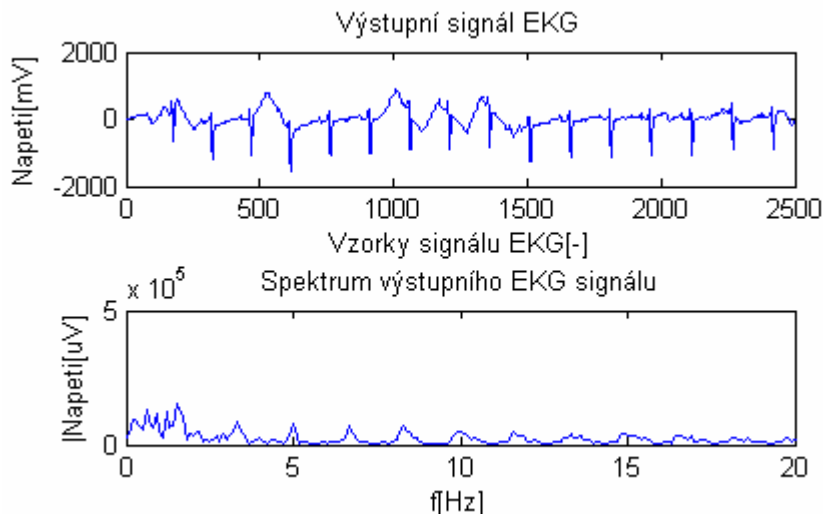
$$H_{hp}(z) = z^{-\tau} - H_{dp}^2(z) = z^{-\tau} - \left(\frac{1}{K} \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}} \right)^2 . \quad (29)$$



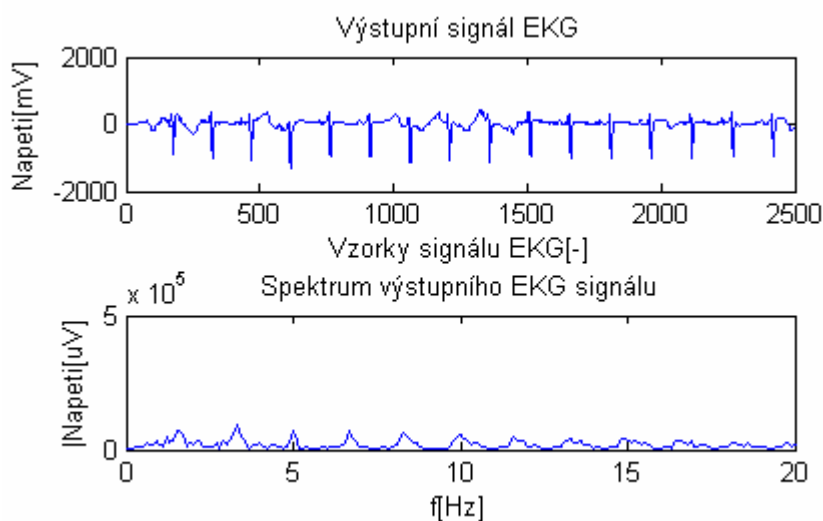
Obr. 5.18 Amplitudová charakteristika Lynnovy horní propusti popsané vztahem (29), kde $K=250$

5.2.1 Ověření účinnosti filtru pro potlačení driftu v jednoduchém a kaskádním zapojení

Pro ověření účinnosti filtrů v jednoduchém a kaskádním zapojení je použita Linnova horní propust s mezním kmitočtem 2 Hz.



Obr. 5.19 Výstupní signál filtrovaný jednoduchým filtrem a jeho kmitočtové spektrum

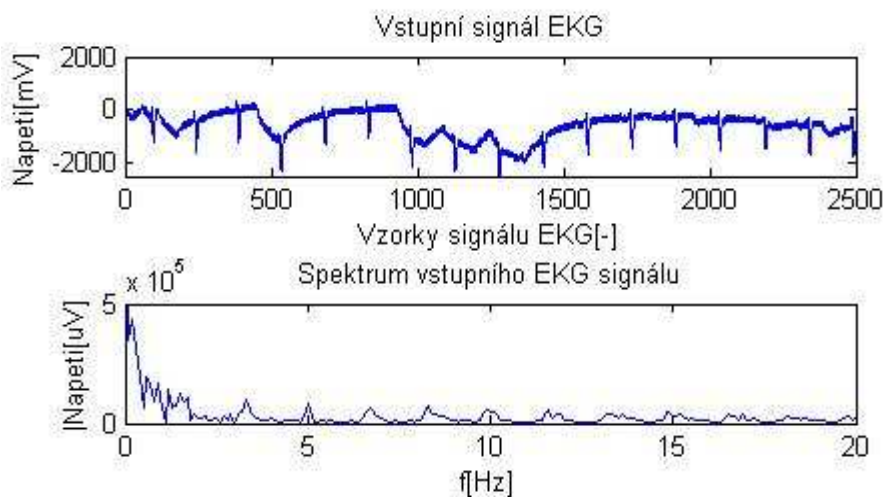


Obr. 5.20 Výstupní signál filtrovaný kaskádním filtrem a jeho kmitočtové spektrum

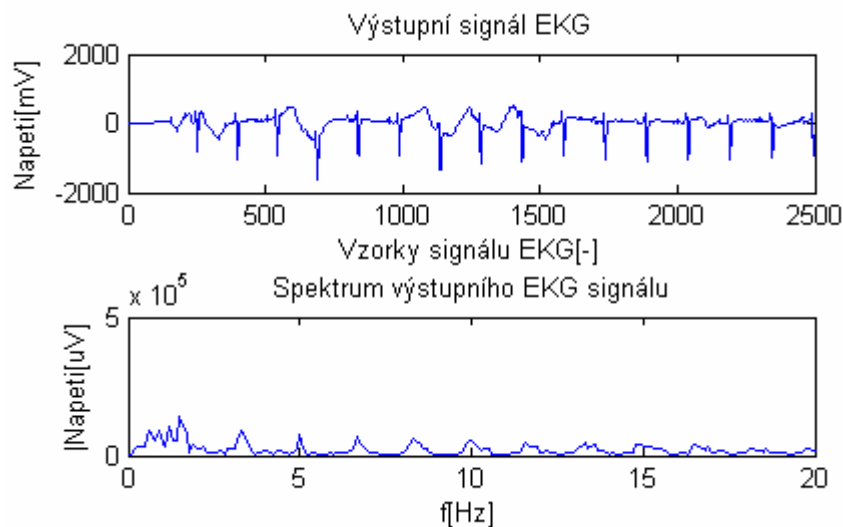
Při filtraci driftu Linnovou horní propustí zapojenou v jednoduchém a kaskádním zapojení se u filtru zapojeného v jednoduchém zapojení projevilo příliš velké zvlnění v propustném pásmu. Toto zvlnění se projevuje nedokonalém potlačení nízkých kmitočtů. Vše je dobře pozorovatelné jak v kmitočtovém spektru, tak i na výsledném signálu, kde při kaskádní realizaci je účinnější filtrace nízkých kmitočtů.

5.2.2 Potlačení driftu ze signálu EKG vzorkovaného kmitočtem 250 a 500 Hz

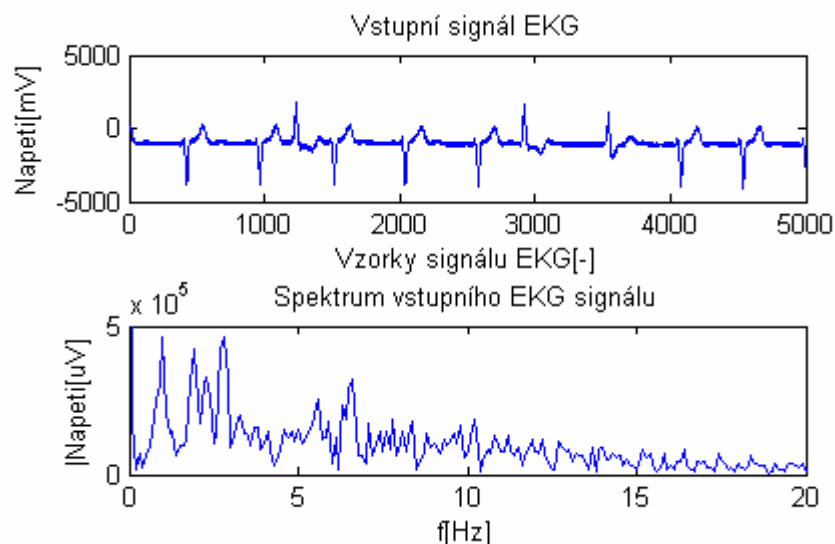
Změna vzorkovacího kmitočtu je dána změnou konstanty K , která je dána vztahem (3). Z uvedeného vztahu tedy vyplývá, jsou-li nejčastější vzorkovací kmitočty 250 Hz a 500 Hz, je konstanta K při vzorkovacím kmitočtu 500 Hz dvakrát tak velká jako při vzorkovacím kmitočtu 250 Hz



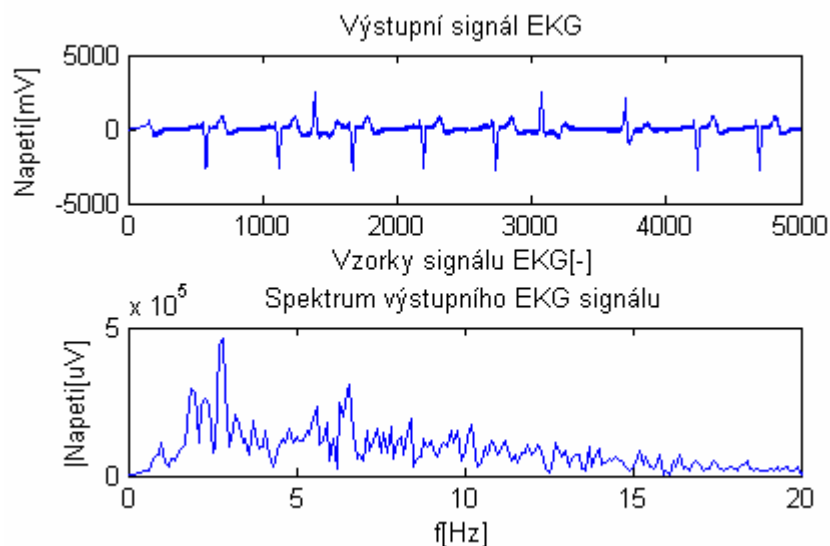
Obr. 5.21 Vstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 250 Hz a jeho kmitočtové spektrum



Obr. 5.22 Výstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 250 Hz a jeho kmitočtové spektrum



Obr. 5.23 Vstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz a jeho kmitočtové spektrum

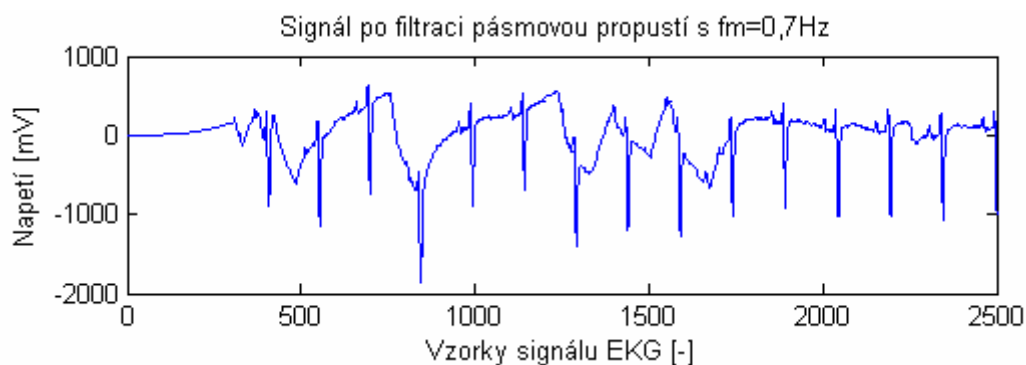


Obr. 5.24 Výstupní signál se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz a jeho kmitočtové spektrum

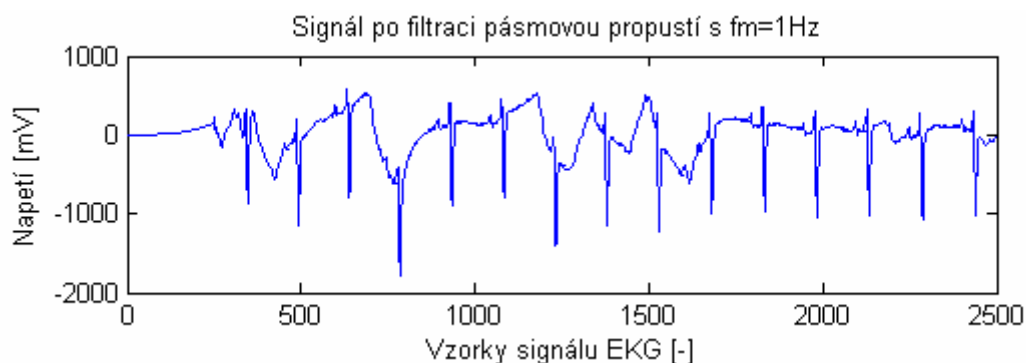
Tímto pokusem bylo ověřeno, že u navrženého filtru Lynnova typu je možné filtrovat drift signálu vzorkovaný kmitočtem 250 i 500 Hz. Záleží pouze na konstantě K .

5.2.3 Experimentální ověření filtru při změně mezního kmitočtu

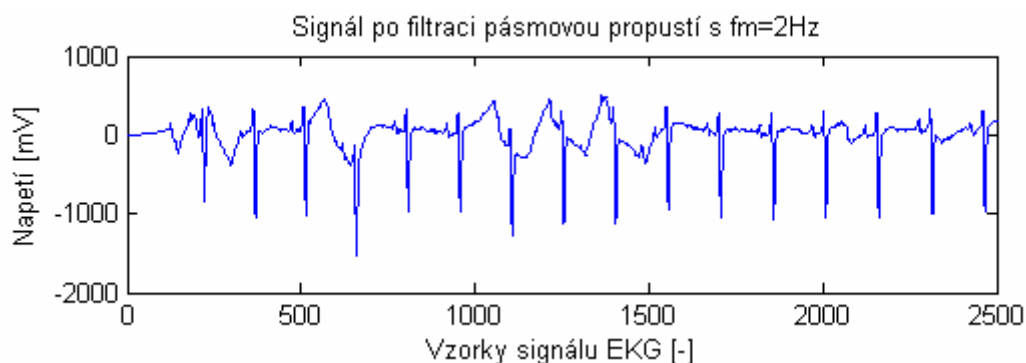
Změna mezního kmitočtu je dána změnou konstanty K , která je dána vztahem (3). Mezní kmitočet Lynnovy horní propustí je postupně měněn na hodnoty 0,7 Hz, 1 Hz, 2 Hz a 3 Hz.



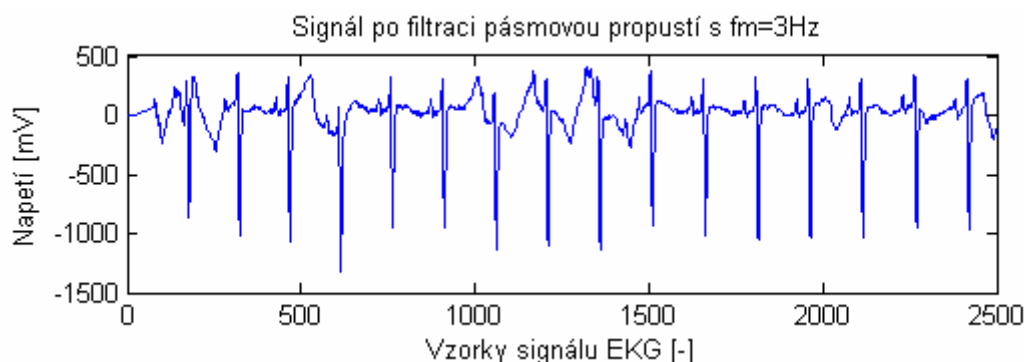
Obr. 5.25 Signál EKG po filtraci horní propustí s mezním kmitočtem $f_M = 0,7$ Hz



Obr. 5.26 Signál EKG po filtraci horní propustí s mezním kmitočtem $f_M = 1$ Hz



Obr. 5.27 Signál EKG po filtraci horní propustí s mezním kmitočtem $f_M = 2$ Hz



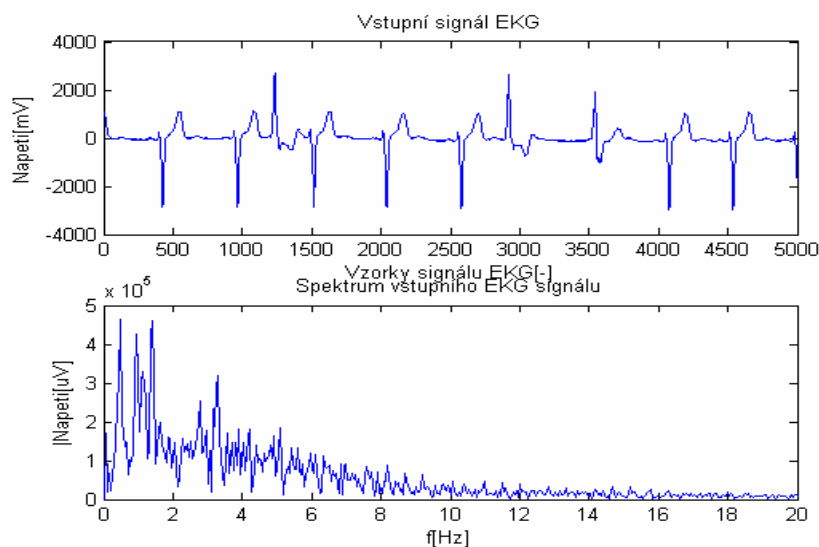
Obr. 5.28 Signál EKG po filtraci horní propustí s mezním kmitočtem $f_M = 3 \text{ Hz}$

Při filtraci driftu Lynnovou horní propustí zapojenou v kaskádním zapojení je důležité, mezní kmitočet omezit na takovou hodnotu, aby nezasahoval do užitečného signálu. Organizace AHA stanovila tento kmitočet na 0,7 Hz. Jak lze pozorovat na obrázku 5.25, je tento kmitočet, vzhledem k filtrovanému signálu nevyhovující. U takového krátkodobého záznamu lze použít mezní kmitočet odpovídající předem zjištěné nejnižší hodnotě tepové frekvence, která je v našem případě 1,63 Hz. Jak je zřejmé z obrázku 5.27 je při mezním kmitočtu 2 Hz účinnost filtrace podstatně vyšší než při mezním kmitočtu 0,7 Hz. Mezní kmitočet by neměl přesáhnout hodnotu nejkratší tepové frekvence. Mohlo by dojít k poškození užitečného signálu.

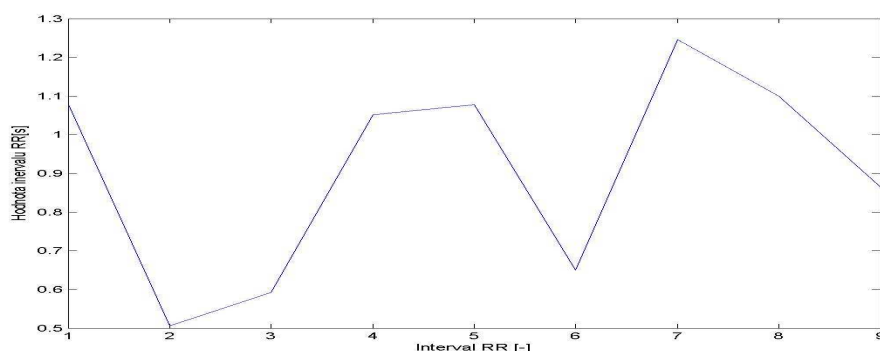
Filtry s mezním kmitočtem vyšším než je tepová frekvence nelze použít z důvodů ztráty informace. U krátkodobého záznamu je optimální použít mezní kmitočet roven nejnižší hodnotě tepové frekvence.

5.2.4 Vliv filtru pro odstranění driftu na čistý signál EKG

Jak bylo vysvětleno dříve, nesmí použitý filtr potlačovat užitečný signál. U filtru potlačující drift je to obtížnější, protože drift může zasahovat do kmitočtového spektra užitečného signálu.



Obr. 5.29 Vstupní signál neobsahující rušení

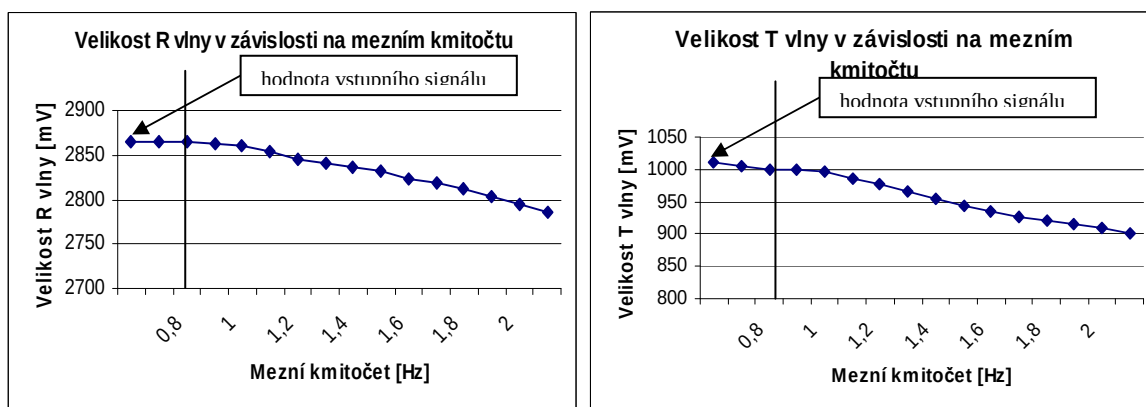


Obr. 5.30 Průběh změny délky intervalu RR

Jak je vidět z obrázku (5.30) je velikost intervalu RR proměnná. Mezní kmitočet proto může být maximálně roven nejdelší hodnotě intervalu RR. U daného signálu je nejdelší hodnota intervalu RR = 1,25 s. Mezní kmitočet tedy může být maximálně 0,8 Hz. Při proměnném mezním kmitočtu byly hodnoty velikosti vln R a T QRS komplexu zaznamenány do tabulky (2).

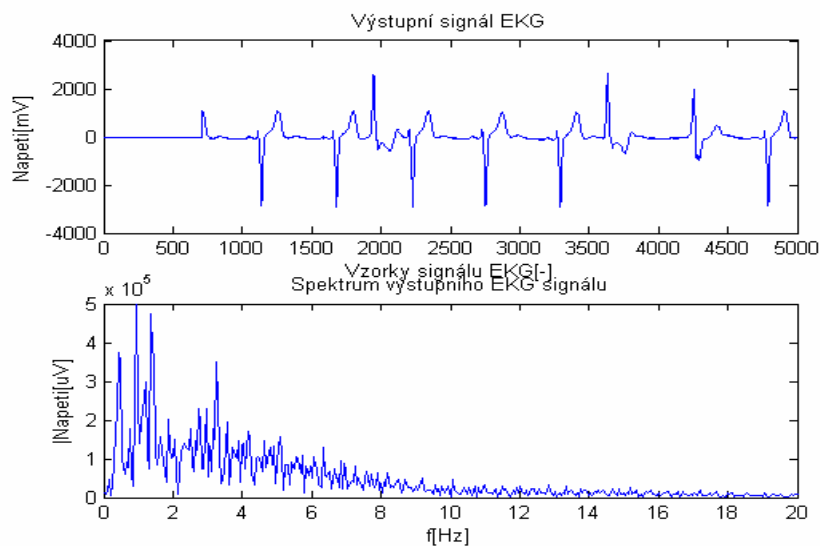
	vstupní signál	výstupní signál filtrovaný horní propustí s mezní frekvencí f_m							
f_m [Hz]		0,7	0,8	0,9	1	1,1	1,2	1,3	1,4
velikost střední hodnoty R vlny[mV]	2865	2865	2864	2863	2860	2854	2846	2841	2836
velikost střední hodnoty T vlny[mV]	1019	1004	1000	999,2	996	985,8	976,7	967	954
f_m [Hz]		1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2	2,1	
velikost střední hodnoty R vlny[mV]		2831	2824	2818	2811	2803	2795	2786	
velikost střední hodnoty T vlny[mV]		943	934	927	921	916	910	901,7	

Tab. 2. Změna velikosti R a T vlny při změně mezního kmitočtu

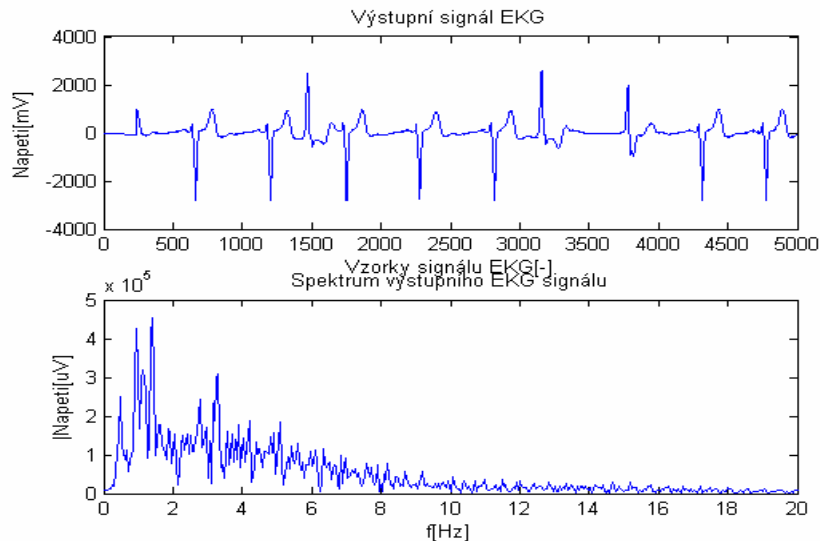


Obr. 5.31 Závislost R a T vlny na mezním kmitočtu

Z obrázku je patrné že při mezním kmitočtu rovnému nejdelší hodnotě intervalu RR nedochází k velkým změnám užitečného signálu. Při vyšší hodnotě mezního kmitočtu než je tato přípustná hodnota dochází ke ztrátě informace užitečného signálu.



Obr. 5.32 Výstupní signál filtrovaný horní propustí s mezní frekvencí 0,8 Hz a jeho kmitočtové spektrum

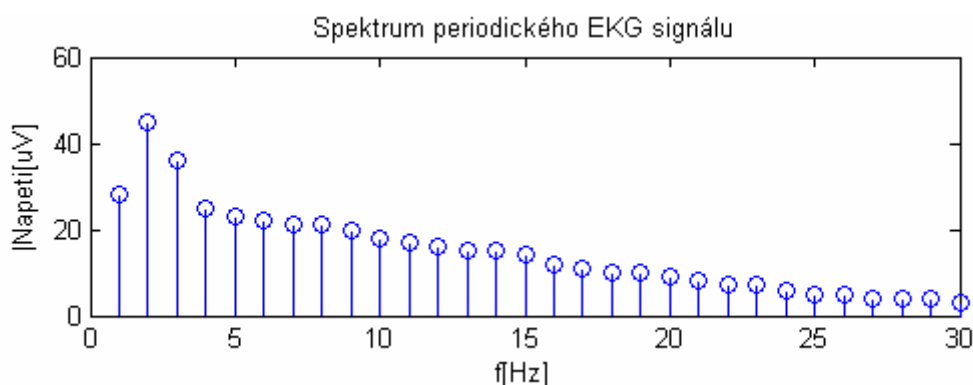


Obr. 5.33 Výstupní signál filtrovaný horní propustí s mezní frekvencí 2,1 Hz a jeho kmitočtové spektrum

6 Dynamický filtr pro potlačení driftu nulové izolinie

Výběr vhodného filtru pro potlačení kolísání nulové izolinie signálu EKG je díky možnému prolínání spekter užitečného signálu a rušení kompromisem poznamenaným dvěma protichůdnými požadavky: dosáhnout maximálního potlačení rušení, ale nepoškodit užitečný signál.

Kmitočtové složky tohoto druhu rušení mohou zasahovat do dolní části spektra užitečného signálu. Mezní kmitočet použité lineární horní propusti by měl být co nejvyšší, ale zároveň takový, aby nedošlo k poškození dolní části spektra užitečného signálu. Za předpokladu ideálního (periodického) signálu EKG je pro potlačení driftu optimální horní propust s mezním kmitočtem ztotožněným s tepovou frekvencí, tj. se základním kmitočtem takového idealizovaného signálu EKG.



Obr. 6.1 Spektrum periodického signálu EKG

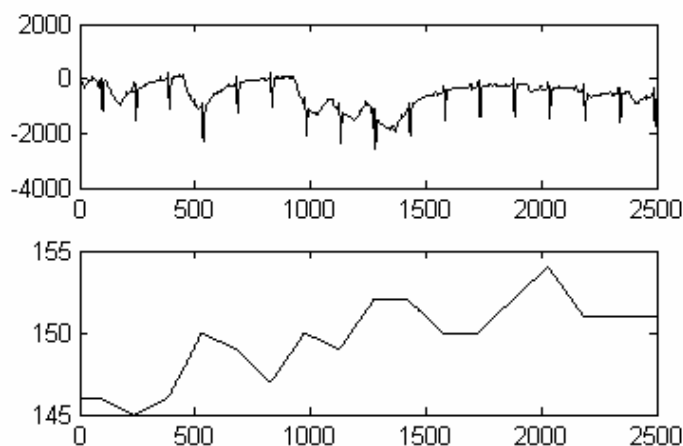
Tepová frekvence reálného signálu EKG však konstantní není. Při zpracování signálu v režimu off-line (tj. krátkého, několikasekundového záznamu) lze použít lineární horní propust s mezním kmitočtem odpovídající předem zjištěné nejnižší hodnotě tepové frekvence, resp. převrácené hodnotě nejdelšího intervalu RR zpracovávaného úseku signálu. Použití časově proměnného filtru, který by se přizpůsoboval aktuální hodnotě intervalu RR se v takovém případě může jevit jako zbytečná komplikace, která nevnese do předzpracování signálu výraznější zlepšení (ovšem jen za předpokladu, že ve zpracovávaném úseku signálu nejsou výrazné rytmičné změny).

Mezní kmitočet, nastavený podle tepové frekvence zjištěné ve fázi učení na začátku snímání, může být po krátké době nevyhovující. Zvýšení tepové frekvence, které by umožnilo i zvýšení mezního kmitočtu filtru a tím i zvýšení účinnosti filtrace, zůstane nevyužito, při poklesu tepové frekvence lze očekávat nepřípustné zkreslení užitečného signálu potlačením dolní části jeho spektra. Při snímání v reálném čase se proto doporučuje přizpůsobení mezního kmitočtu nejnižší předpokládané tepové frekvenci, a to za cenu nižší účinnosti filtrace. Organizace AHA doporučuje mezní kmitočet 0,67 Hz pro pokles zisku o 3 dB. Od filtrů proměnných v čase, tj. od systémů, jejichž kmitočtové vlastnosti se kontinuálně přizpůsobují právě aktuální tepové frekvenci, lze tedy očekávat výrazné kvalitativní zlepšení zejména v režimu on-line.

Vedle již zmíněného požadavku na hodnotu mezního kmitočtu horní propusti je nezbytná lineární fázová charakteristika použitého filtru, nejlépe v celém přenášeném kmitočtovém pásmu. Dalším požadavkem je dodržení maximálního přípustného zvlnění amplitudové charakteristiky v propustném pásmu filtru v rozmezí $\pm 0,5$ dB. Má-li mít příslušná horní propust proměnnou kmitočtovou charakteristiku podle okamžité hodnoty tepové frekvence, znamená to, že je nutné teoreticky v každém taktu navrhnout vhodný lineární filtr.

V úvodu bylo naznačeno, že časově proměnná filtrace má smysl zejména při zpracování v reálném čase. Pak je třeba v každém taktu (tzn. během vzorkovacího intervalu) zvládnout následující činnosti:

- zjistit okamžitou hodnotu tepové frekvence,
- navrhnout filtr (resp. vypočítat aktuální impulzovou charakteristiku),
- vypočítat vzorek výstupního signálu (a současně přitom zajistit konstantní skupinové zpoždění proměnného filtru).



Obr. 6.2 Znáznornění proměnné délky intervalu RR

Pro potlačení driftu signálu EKG, jsou vhodné již dříve zmíněné Lymnovy dolní propusti s obecnou přenosovou funkcí

$$H_{dp}(z) = \frac{1}{K} \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}} = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^{K-1} z^{-i} \quad (30)$$

a impulsovou charakteristikou:

$$h_n = 1/K \text{ pro } n \in \langle 0, K-1 \rangle,$$

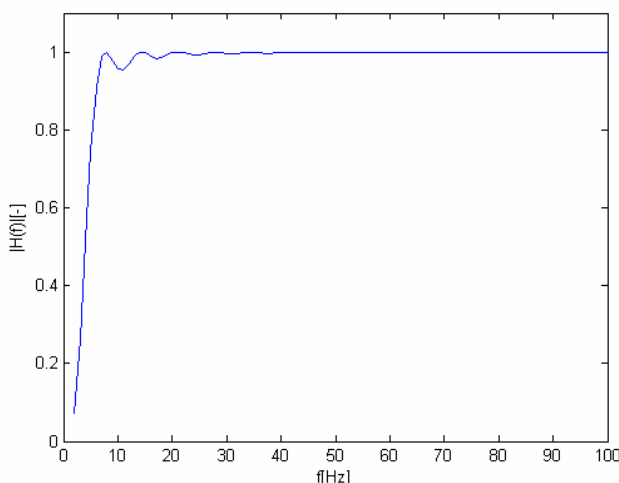
$$h_n = 0 \text{ pro } n \notin \langle 0, K-1 \rangle.$$

Amplitudová charakteristika uvedeného filtru má však příliš velké zvlnění v nepropustném pásmu a odvozená horní propust (realizovaná odečtením výstupu dolní

propusti od vhodně zpožděného vstupního signálu) by nebyla vyhovující z hlediska značného zvlnění amplitudové charakteristiky v propustném pásmu. Vyhovující je však horní propust odvozená z dvojice Lymnových dolních propustí v sérii s přenosovou funkcí:

$$H_{hp}(z) = z^{-\tau} - H_{dp}^2(z) = z^{-\tau} - \left(\frac{1}{K} \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}} \right)^2, \quad (31)$$

kde τ je skupinové zpoždění dolní propusti s přenosovou funkcí $H_{dp}^2(z)$, a je rovno $\tau = K - 1$.



Obr. 6.3 Amplitudová charakteristika Lymnovy horní propusti, kde $K = f_{vz}/f_{EKG} = 500/1,25 = 400$

Zvlnění amplitudové charakteristiky horní propusti kolísá v propustném pásmu v rozmezí 0 až -0,4 dB. Mezní kmitočet horní propusti, který odpovídá kmitočtovému intervalu, během kterého přenos vzroste z hodnoty 0 na hodnotu 1 (obr.6.3), je dána jednoduchým vztahem:

$$f_m = \frac{f_{vz}}{K}, \quad (32)$$

Šířka pásma horní propusti je tedy dána konstantou K a vlastní návrh výchozí dolní propusti spočívá ve výpočtu této konstanty,

$$K = \frac{f_{vz}}{f_{EKG}} = f_{vz} \cdot T_{EKG}, \quad (33)$$

kde f_{EKG} je aktuální kmitočet signálu EKG, se kterým ztotožňujeme mezní kmitočet horní propusti, T_{EKG} je aktuální délka periody EKG - tedy interval RR.

Řízení mezního kmitočtu dolní propusti H_{dp}^2 je tedy možné pouhou změnou konstanty K, tj. změnou délky impulsové charakteristiky podle aktuální (okamžité) délky intervalu RR (tj. T_{EKG}).

Okamžitou délku intervalu RR lze získat interpolací hodnot intervalů RR změřených v místech výskytů komplexů QRS. Z toho vyplývá nutnost současného použití dostatečně rychlého detektoru komplexů QRS. Vzhledem k tomu, že je požadavek průběžného měření tepové frekvence v reálném čase v praxi běžný, nepředstavuje detekce komplexů QRS práci navíc - jedná se vlastně o další využití informace, kterou detektor poskytuje. Změna mezního kmitočtu filtru až po uplynutí každého cyklu by byla příliš radikální, a proto provázena nepříjemnou skokovou změnou ve výstupním signálu. Z toho důvodu je žádoucí mít možnost měnit kmitočtové vlastnosti filtru kontinuálně, nejlépe v každém taktu - hodnoty změřených intervalů RR je tedy nutné interpolovat. Na základě experimentálních výsledků je stanoveno, že lineární interpolace, tj. aproximace okamžité délky intervalu RR lomenou přímkou s uzlovými body v okamžicích výskytu impulzů z detektoru QRS, lze považovat za postačující.

Velmi důležitým požadavkem na filtraci je zajištění konstantního skupinového zpoždění filtru (tj. lineární fázové charakteristiky), nezávislého na právě aktuální hodnotě konstanty K (tj. na aktuální délce impulzní charakteristiky). Dosáhnout toho lze symetricky rozloženou impulzní charakteristikou okolo středu, který je zpožděn o maximální možné zpoždění které odpovídá maximální možné hodnotě konstanty K (tj. nejdelší možné periodě signálu T_{EKG}).

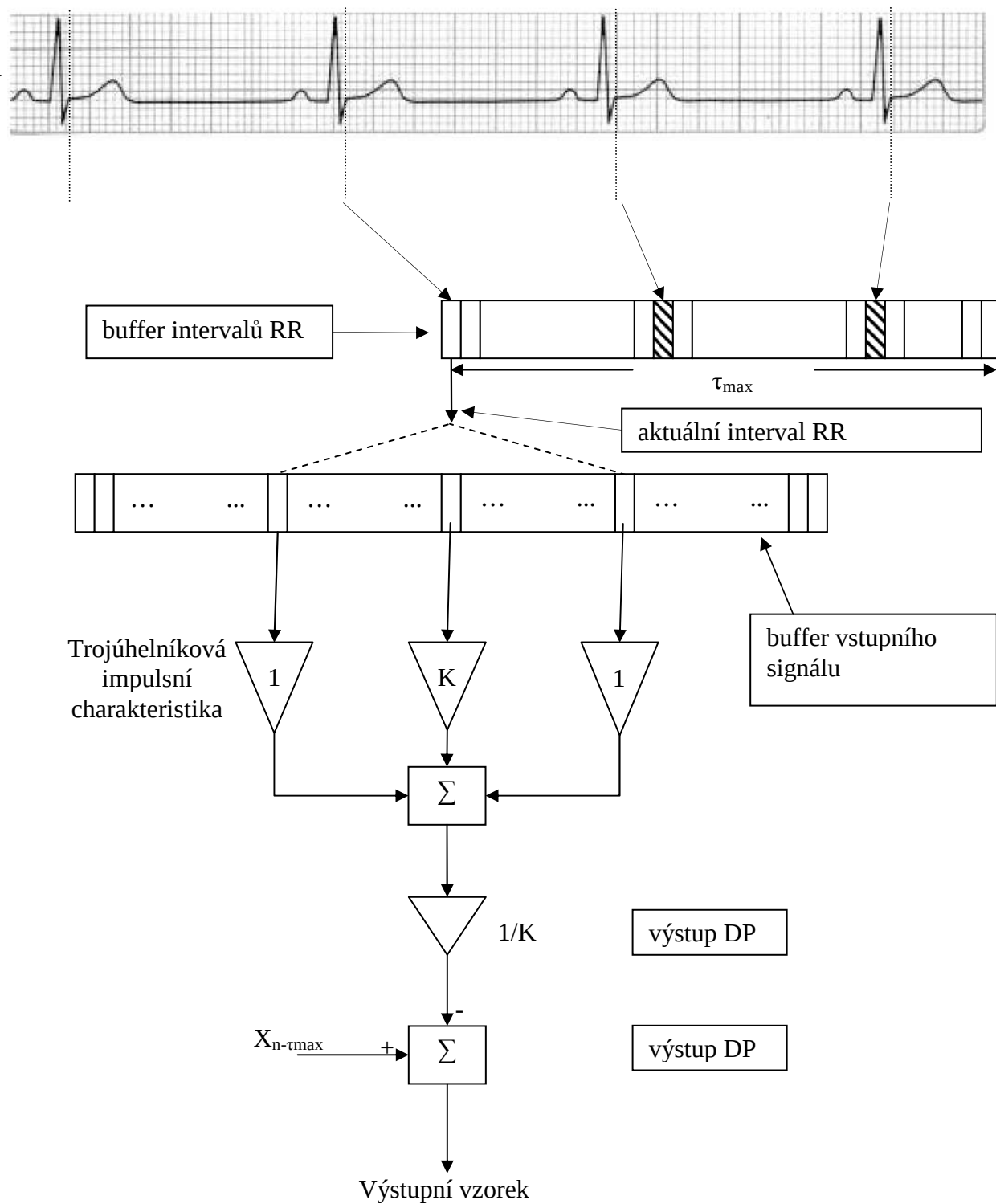
Nejstarší hodnota uložená v bufferu okamžitých (změřených a interpolovaných) hodnot intervalů RR udává aktuální délku impulzní charakteristiky filtru (Obr. 6.4). Při $f_{\text{VZ}} = 500 \text{ Hz}$ a minimální uvažované tepové frekvenci $f_{\text{EKG}} = 0,5 \text{ Hz}$ je:

$$K_{\text{max}} = f_{\text{VZ}} \cdot T_{\text{EKG}} = 1000$$

a

$$\tau_{\text{max}} = K_{\text{max}} - 1 = 999.$$

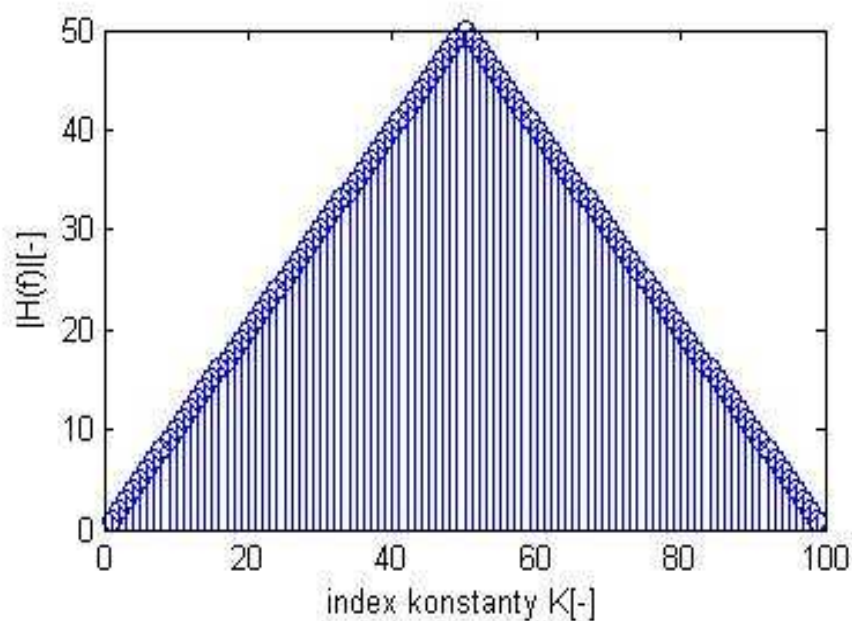
Délky bufferů jsou dány nejdelším předpokládaným intervalem RR.



Obr. 6.4 Schématické znázornění dynamického filtru

Impulsní charakteristika má celkem $2K_{\max} - 1 = 1999$ vzorků, tj. 999 vzorků na obě strany od středního vzorku zpožděného o $\tau_{\max}$. V tomto mezním případě je využit celý buffer vzorků vstupního signálu. Kratší délce intervalu RR (tj. nižší hodnotě T_{EKG}) odpovídá nižší hodnota K .

Impulsní charakteristika je v každém případě rozložena symetricky okolo středu zpožděného o $\tau_{\max}$, čímž je zajištěno konstantní skupinové zpoždění filtru.



Obr. 6.5 Trojúhelníková impulsní charakteristika filtru

7 Realizace časově proměnného filtru

Jak bylo vysvětleno má časově proměnná filtrace smysl zejména při zpracování v reálném čase, kdy je třeba v každém taktu (během vzorkovacího intervalu) zjistit okamžitou hodnotu tepové frekvence, navrhnout filtr (vypočítat aktuální impulsovou charakteristiku) a nakonec vypočítat vzorek výstupního signálu

Pro filtraci driftu signálu EKG použijeme Lynnovy dolní propusti s obecnou přenosovou funkcí

$$H_{dp}(z) = \frac{1}{K} \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}} = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^{K-1} z^{-i}, \quad (34)$$

a impulsovou charakteristikou:

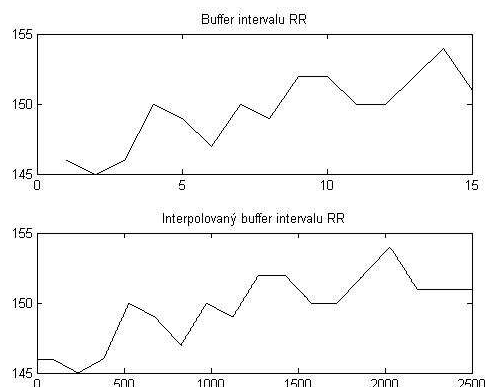
$$\begin{aligned} h_n &= 1/K \quad \text{pro } n \in \langle 0, K-1 \rangle, \\ h_n &= 0 \quad \text{pro } n \notin \langle 0, K-1 \rangle. \end{aligned}$$

Amplitudová charakteristika uvedeného filtru má však příliš velké zvlnění v nepropustném pásmu a odvozená horní propust by nebyla vyhovující z hlediska značného zvlnění modulové charakteristiky v propustném pásmu. Vyhovující je však horní propust odvozená z dvojice Lynnových dolních propustí v sérii s přenosovou funkcí:

$$H_{hp}(z) = z^{-\tau} - H_{dp}^2(z) = z^{-\tau} - \left[\frac{1}{K} \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}} \right]^2, \quad (35)$$

kde τ je skupinové zpoždění dolní propusti s přenosovou funkcí $H_{dp}(z)$.

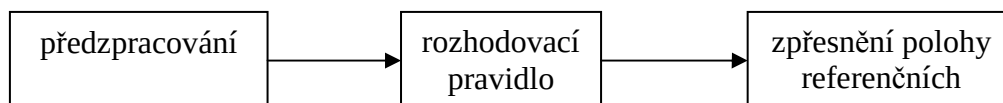
Proměnný mezní kmitočet je dán vztahem (32). Šířka pásma horní propusti je dána konstantou K a vlastní návrh výchozí dolní propusti spočívá ve výpočtu této konstanty. Řízení mezního kmitočtu je dáno změnou konstanty K tedy okamžitou změnou délky impulsní charakteristiky. Okamžitou délku impulsní charakteristiky lze získat interpolací hodnot intervalů RR změřených v místech výskytu RR.



Obr. 7.1 Interpolované hodnoty

Pro zjištění aktuální délky impulsní charakteristiky využijeme dostatečně rychlý detektor komplexů QRS, který snadno určí i tepovou frekvenci.

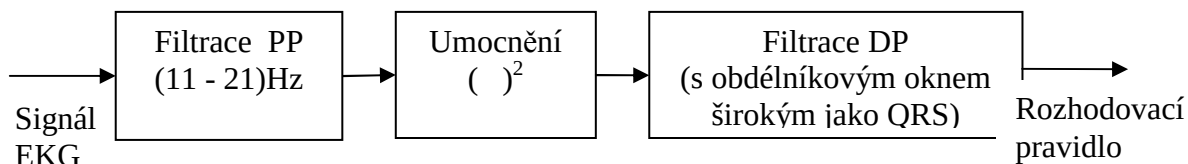
K získání tepové frekvence je nutné nejprve detekovat v signálu EKG QRS komplexy. Tepová frekvence je pak získána převrácenou hodnotou časové vzdálenosti mezi jednotlivými intervaly RR. V EKG signálu je nejvýznamější tzv. vlna R. Která je součástí segmentu vln Q,R a S nazývaného QRS komplex. Pro určení tepové frekvence je tedy nutné změřit časovou vzdálenost mezi dvěma vlnami R, tzv. interval RR.



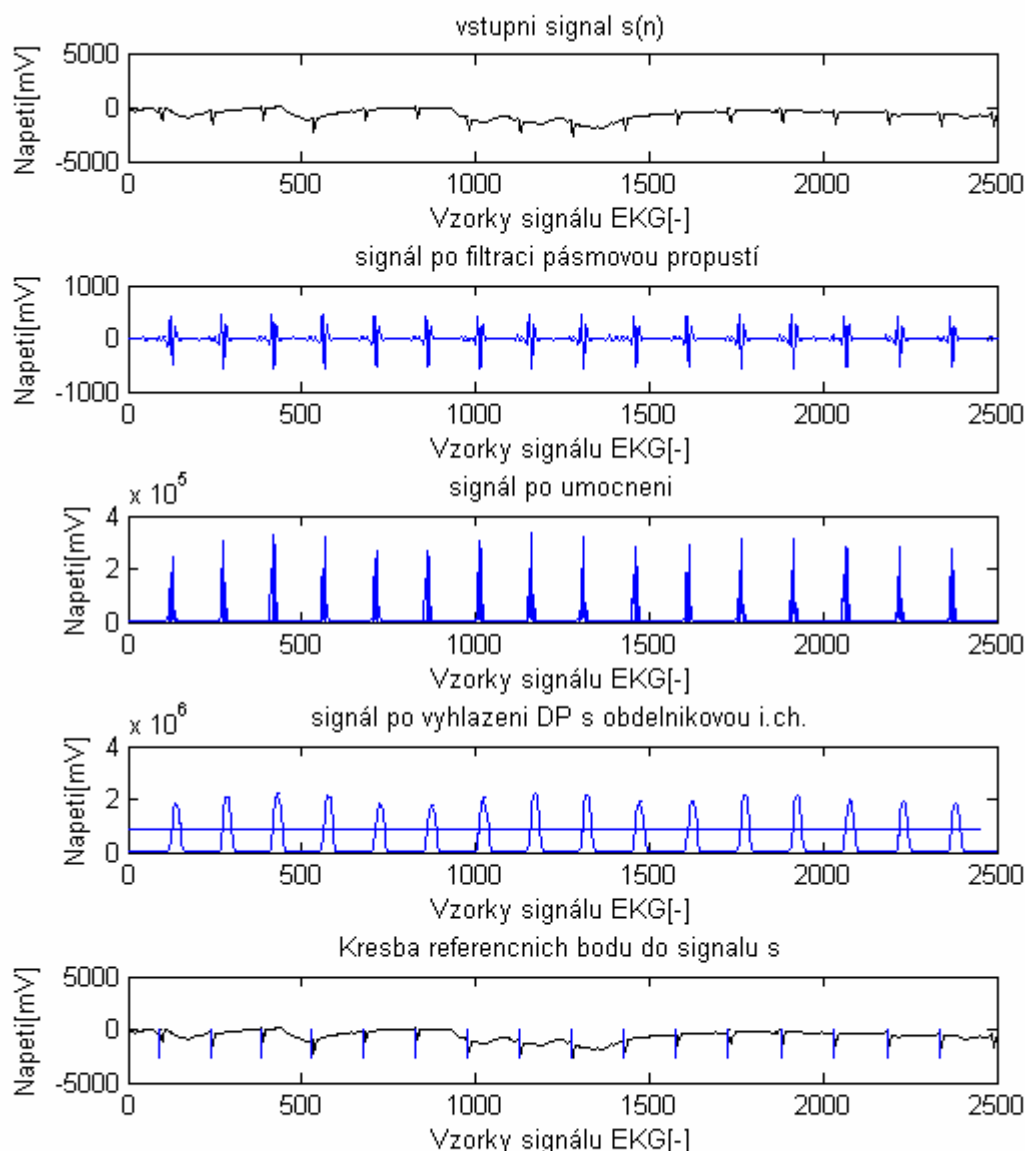
Obr. 7.2 Obecné blokové schéma detektoru komplexů QRS

Nejprve dochází ke zvýraznění komplexů QRS, který je nejvýraznější útvar v cyklu EKG signálu, dochází tedy k potlačení vln P a T a rušení signálu. Převážná část výskytu komplexu QRS je v oblasti 5 až 20 Hz, přičemž maximum je v oblasti 10 až 15 Hz. Pro zpracování signálu je vhodná pásmová propust se středním kmitočtem $f_s = (16 - 17)$ Hz a šířkou pásma (9 - 12) Hz.

K detekci komplexu QRS bylo využito detekce založené na umocnění filtrovaného signálu.



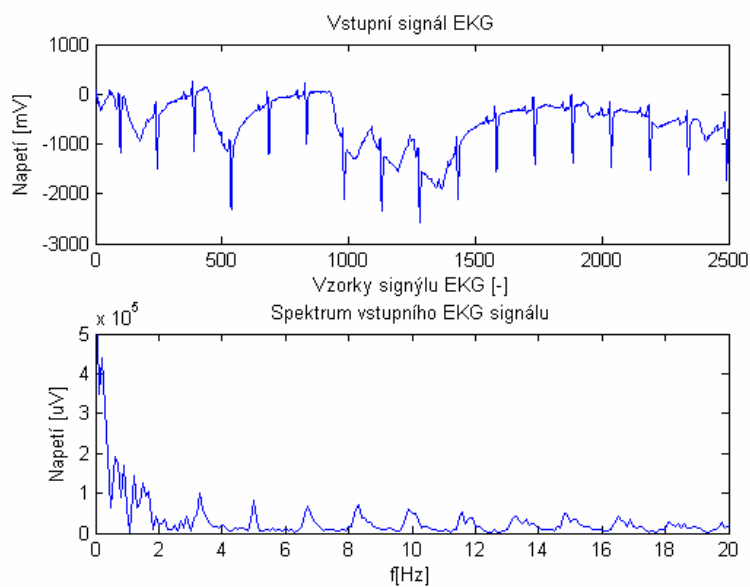
Obr. 7.3 Blokové schéma detektoru QRS založeného na umocnění signálu



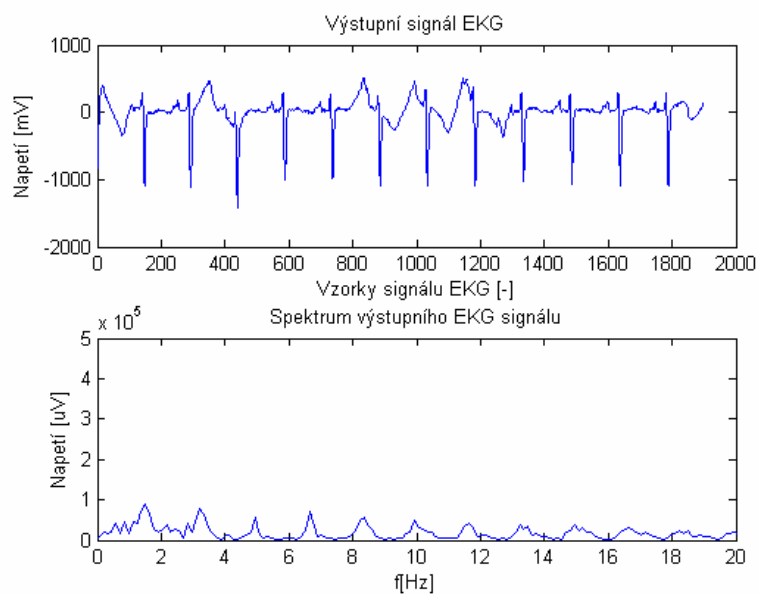
Obr. 7.4 Detekce komplexů RR

Po vyhlazení signálu dolní propustí s obdelníkovým oknem širokým jako QRS komplex následuje rozhodovací pravidlo. U použitého detektoru bylo použito rozhodovacího pravidla, kdy byla nalezena levá a pravá strana signálu. Z těchto dvou bodů se pak našel střed signálu. Tato metoda rozhodování není příliš přesná ale pro detekci komplexu QRS postačující.

Po zjištění referenčních bodů komplexu QRS byly následně tyto body zakresleny do vstupního signálu.



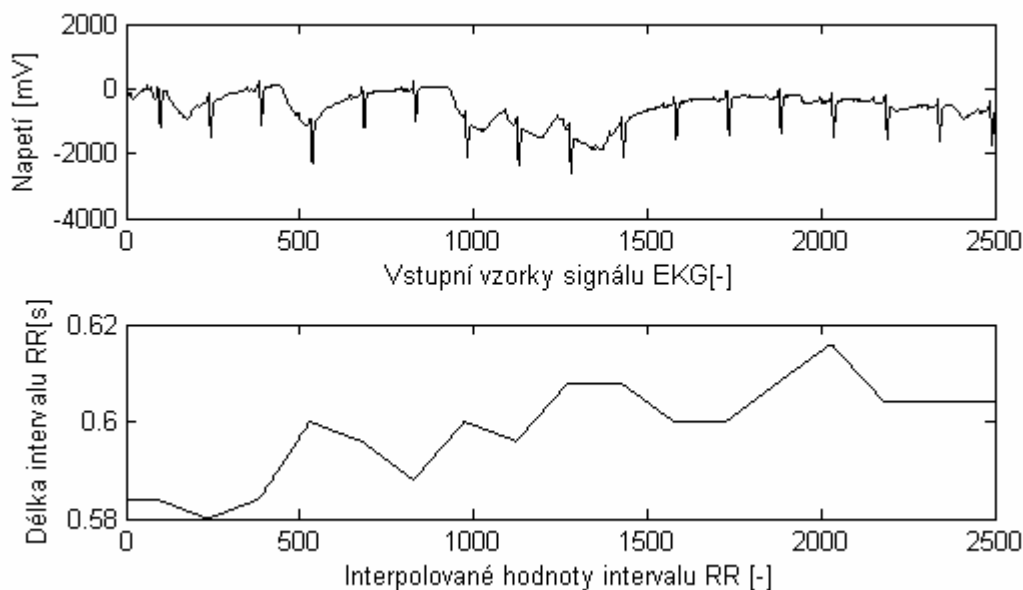
Obr. 7.5 Vstupní signál a jeho kmitočtové spektrum.



Obr. 7.6 Signál EKG filtrovaný časově proměnným filtrem a jeho spektrum

8 Porovnání časově proměnného filtru s filtrem s pevným mezním kmitočtem

U krátkodobého záznamu lze použít lineární horní propust s mezním kmitočtem odpovídající předem zjištěné nejnižší hodnotě tepové frekvence, tedy nejdelšímu intervalu RR.



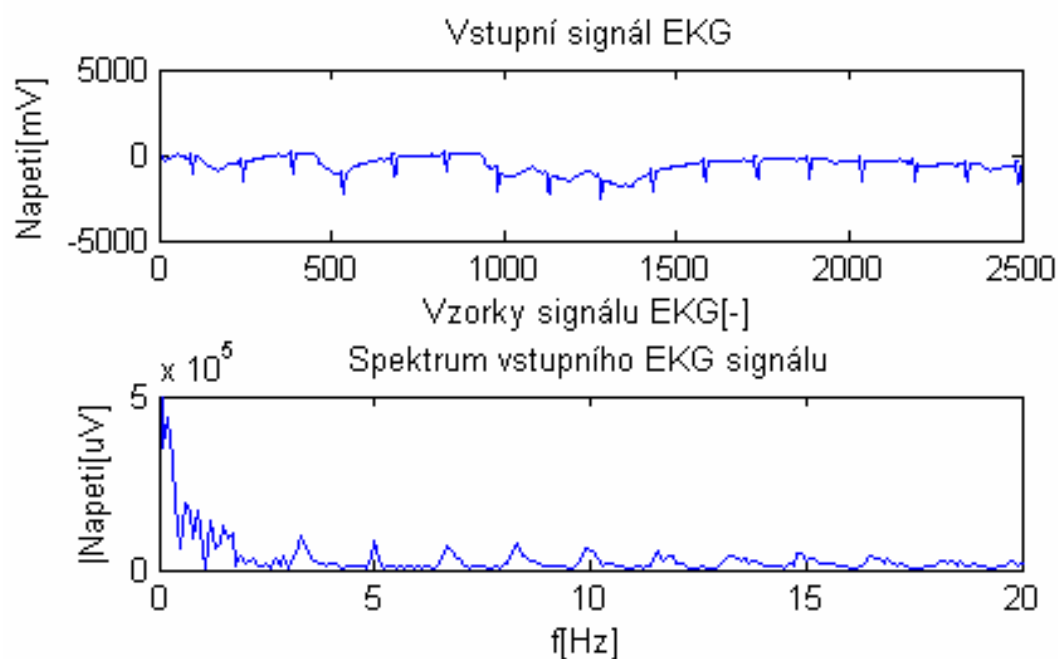
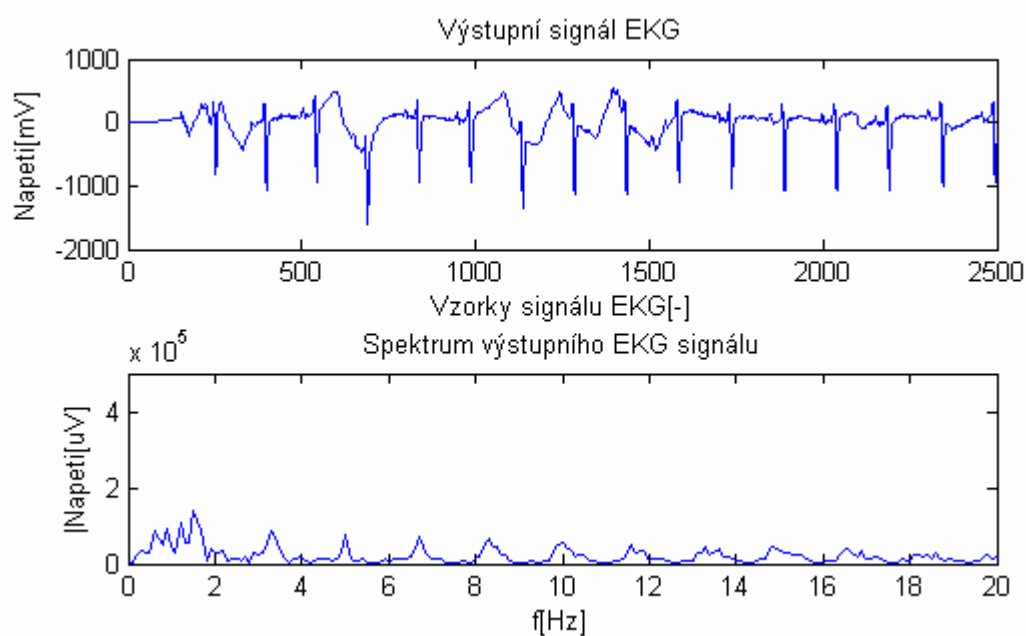
Obr. 8.1 Zjištěné hodnoty intervalu RR

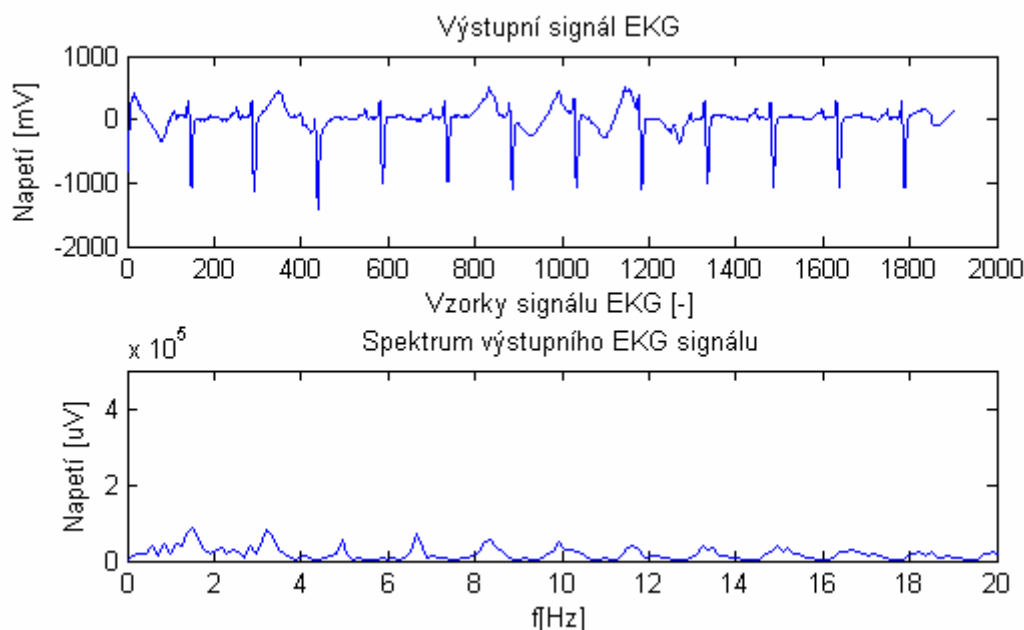
Nejdelší zjištěná hodnota intervalu RR je $T_{RR} = 0,616$ s. Určení mezního kmitočtu horní propusti je dána konstantou K která je dána vztahem:

$$K = \frac{f_{vz}}{f_{EKG}} = f_{vz} \cdot T_{EKG}, \quad (36)$$

kde f_{EKG} je nejmenší zjištěná hodnota frekvence intervalu RR, tedy nejdelší zjištěná hodnota intervalu RR tedy T_{RR} .

Při vzorkovacím kmitočtu filtrovaného signálu 250 Hz vyplývá ze vztahu (36) hodnota $K = 155$.

**Obr. 8.2** Vstupní signál *EKG***Obr. 8.3** Signál *EKG* filtrovaný horní propustí s mezním kmitočtem $f_M=1,63$ Hz



Obr. 8.4 Signál EKG filtrovaný časově proměnným filtrem a jeho kmitočtové spektrum

Při porovnání výstupního signálu časově proměnného filtru a výstupního signálu filtrovaného horní propustí s mezním kmitočtem 1,63 Hz je patrné, že filtrace časově proměnným filtrem je z hlediska potlačení driftu účinnější než filtrace horní propustí s pevně daným kmitočtem. Je to důsledkem toho, že časově proměnný filtr mění mezní kmitočty v závislosti na aktuální tepové frekvenci. Větší účinnost filtru je velmi dobře patrná i na kmitočtovém spektru výstupních signálů, kdy u časově proměnného filtru je oblast nízkých kmitočtů lépe potlačena.

9 Závěr

Úkolem bakalářské práce je návrh číslicových filtrů pro potlačení rušení obsažené v signálech EKG. Před samostatnou filtrací jsou popsány kmitočtové vlastnosti signálu EKG a dále jsou stanoveny požadavky na číslicové filtry pro potlačení úzkopásmových rušivých signálů.

Kmitočtové spektrum užitečného signálu EKG je obsaženo v části spektra do 40 Hz ale u některých jedinců lze nalézt i složky o kmitočtech až do 500 Hz. Bylo proto nutné, zvláště při návrhu horních propustí pro odstranění driftu, brát na tuto skutečnost ohled.

Pro návrh filtrů potlačujících síťový brum a kolísání nulové izolinie bylo použito hřebenových filtrů označovaných jako Lynnovy filtry. Lynnovy filtry se vyznačují minimálními nároky na dobu výpočtu odezvy. U návrhu filtrů pro potlačení síťového rušení nedošlo k výraznějšímu problému. Kmitočtové spektrum užitečného signálu je obsaženo v části spektra do 40 Hz, síťové rušení se ale nachází v oblasti kmitočtového spektra v okolí 50 Hz. Proto při návrhu filtrů nevznikali větší potíže s potlačením užitečného signálu. Pro potlačení tohoto rušení se jevila jako optimální Lynnova pásmová zadrž zapojená v kaskádní realizaci s šířkou pásma 3 Hz kolem síťového kmitočtu.

U návrhu filtrů pro potlačení driftu byla problematika složitější. Kmitočtové spektrum užitečného signálu se totiž nachází v oblasti nízkých kmitočtů, která právě obsahuje toto nežádoucí rušení. Pro návrh těchto filtrů bylo použito Lynnových horních propustí zapojené v kaskádní realizaci, které nemají tak velké zvlnění jako v jednoduché realizaci. Důležitým požadavkem při návrhu těchto filtrů bylo nalezení takového mezního kmitočtu horní propusti, který musí být takový, aby filtr potlačoval oblast nízkých kmitočtů ve které se nalézá rušení signálu, ale zároveň nesmí potlačovat užitečný signál. Na základě výsledků filtrace několikasekundových záznamů signálů EKG bylo nalezeno kompromisu, kdy mezní kmitočet může být maximálně roven nejkratší tepové frekvenci, tedy nejdelšímu intervalu RR. Při překročení této hodnoty dochází ke ztrátě informace užitečného signálu. Takto navrženého filtru lze použít jen v případě zpracování signálu v režimu off-line, kdy bude určena nejnižší tepová frekvence. Při zpracování v režimu on-line by totiž mohlo dojít ke snížení tepové frekvence a následně ke ztrátě informace užitečného signálu. Proto při zpracování v režimu on-line je zapotřebí použít časově proměnný filtr. Navržené filtry potlačující kolísání nulové izolinie pracují se vzorkovacími kmitočty 250 Hz a 500 Hz.

Návrh časově proměnného filtru byl dalším úkolem práce. U filtrů proměnných v čase, jejichž kmitočtové vlastnosti se kontinuálně přizpůsobují aktuální tepové frekvenci, lze očekávat výrazné kvalitativní zlepšení zejména v režimu on-line. U časově proměnného filtru je důležitou součástí detektor výskytu QRS komplexu. Z detektoru QRS komplexu lze určit právě aktuální tepovou frekvenci. Ta je získána převrácenou hodnotou časové vzdálenosti mezi jednotlivými intervaly RR.

K detekci komplexu QRS bylo využito detektoru založeného na umocnění signálu. U takového detektoru se signál nejprve umocní, dále se vyhladí dolní propustí s obdélníkovým oknem širokým jako QRS komplex. Nakonec je zapotřebí nalézt vrchol R vlny. Ten byl určen jako střed jednotlivých vyhlazených komplexů QRS.

Z těchto nalezených bodů byly určeny intervaly RR, ze kterých byl následně nastavován aktuální mezní kmitočet.

Při porovnání časově proměnného filtru a filtru s pevným mezním kmitočtem, který je roven nejkratší tepové frekvenci bylo patrné, že filtrace horní propustí s mezním kmitočtem rovným nejnižší tepové frekvenci, nelze použít v případě zpracování signálu v režimu on-line, kdy tepová frekvence se v průběhu zpracování může snížit pod hodnotu pevné, předem zjištěné tepové frekvence. A tím dojde k potlačení i užitečného signálu. Pevného kmitočtu lze použít jen za předpokladu že tepová frekvence neklesne pod nastavenou hodnotu mezního kmitočtu. Použitím časově proměnného filtru nastane kvalitativní zlepšení jak při zpracování v režimu off-line, ale zvláště pak při zpracování v režimu on-line.

10 Seznam použité literatury

- [1] LYNN, P. A. AN Introduction to the Analysis and Processing of Signals. Macmillan, 1989.
- [2] TOMPKINS, W. J. (Editor): Biomedical Digital Signal Processing. New Jersey: Prentice-Hall, 1993.
- [3] HOLČÍK, J., KOZUMPLÍK, J.: Číslíková filtrace signálu EKG. Lékař a technika, 17, č. 6 s. 114-119, 1986.
- [4] JAN, J.: Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálu (druhé rozšířené vydání) Vutium Brno, 2002.
- [5] HOLČÍK, J.: Vlastnosti filtru pro odstranění driftu nulové izoliny signálu EKG. Lékař a technika, 19, č. 2 s. 25-28, 1988.
- [6] KOZUMPLÍK, J., HOLČÍK, J.: Číslíkový filtr pro potlačení síťového rušení v signálu EKG. Lékař a technika, 20, č. 3 s. 53-59, 1989.
- [7] KOZUMPLÍK, J., PROVAZNÍK, I., HOLČÍK, J.: Dynamický filtr pro potlačení driftu nulové izoliny signálu. Lékař a technika, 24 s. 82-85, 1993.
- [8] KRBAN, P.: Výpočty a simulace v programech matlab a simulink. Computer Press, 2006.
- [9] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B.: Matlab pro začátečníky. BEN-technická literatura Praha, 2005.
- [10] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B.: Matlab začínáme se signály. BEN-technická literatura Praha, 2006.
- [11] Internetové stránky ZIVOTNI-ENERGIE.CZ. [on-line], [cit. 19.5.2009]. Dostupné na www: <http://zivotni-energie.cz/ekg-signal-a-jeho-zaznam.html#id05>

11 Seznam použitých signálů

s250d	-signál EKG vzorkovaný frekvencí 250 Hz obsahující drift
s250bd	-signál EKG vzorkovaný frekvencí 250 Hz obsahující drift a síťový brum
ekg250drift50	-signál EKG vzorkovaný frekvencí 250 Hz obsahující drift a síťový brum
s500b	-signál EKG vzorkovaný frekvencí 500 Hz obsahující brum
s500b0ss	-signál EKG vzorkovaný frekvencí 500 Hz obsahující drift a síťový brum
cse28v3	-signál EKG vzorkovaný frekvencí 500 Hz neobsahující rušení

12 Seznam symbolů a zkratek

Symboly

$x(n)$ -	vstupní vzorek
$y(n)$ -	výstupní vzorek
$H(z)$ -	přenosová funkce

Zkratky

EKG, ECG-	elektrokardiogram
AHA-	American Heart Association
FIR-	konečná impulsní odezva

13 Seznam příloh

Příloha 1. <i>Zdrojové kódy pro vývojové prostředí Matlab</i>	59
Příloha 2. <i>Obsah přiloženého CD</i>	64

Příloha 1. Zdrojové kódy pro vývojové prostředí Matlab

```

%*****Navrh horni propusti*****
clear all
load s250d
K=80;
B(1)=-1;B(K)=K*K; B(K+1)=(K*K*(-2))+2;B(K+2)=K*K; B(2*K+1)=-1;
A(1)=K*K;A(2)=K*K*(-2);A(3)=K*K;A(2*K+1)=0;

H=freqz( B, A );
figure(1)
subplot( 1,2,1 );
plot( abs( H ));

grid
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|Hhp(f)|[-]')
axis([0 125 0 1.1])

subplot( 1,2,2 );
plot( angle( H ) );
xlabel('f[Hz]')
ylabel('Fáze[rad]')
axis([0 125 -3.5 3.5])
sPP = filter(B,A,s250d);

N=length(s250d);
figure(6)
subplot(2,1,1);

fvz=250;
t=0:1/fvz:(N-1)/fvz;
plot(s250d);
title('Vstupní signál EKG');

subplot(2,1,2);
f= -fvz/2 : fvz/N : ((N-1)*fvz/(2*N));
fftshift
length(f);

l1=abs(fftshift(fft(s250d)));

plot(f,l1);
signalu
axis([0 20 0 500000])
title('Spektrum vstupního EKG signálu');
N=length(sPP);
figure(5)
subplot(2,1,1);

fvz=250;
t=0:1/fvz:(N-1)/fvz;
plot(sPP);
title('Výstupní signál EKG');

subplot(2,1,2);
f= -fvz/2 : fvz/N : ((N-1)*fvz/(2*N));
fftshift

```

% Urceni delky retezce

% Rozdeleni okna figure

% Generace osy x
% Vykresli signal

% generace osy x pro

% vykresli spektrum

% Urceni delky retezce

% Rozdeleni okna figure

% Generace osy x
% Vykresli signal

% generace osy x pro

```

length(f);

l=abs(fftshift(fft(sPP)));
lot(f,l); % vykresli spektrum signalu
axis([0 20 0 500000])
title('Spektrum výstupního EKG signálu');

%*****navrh pasmove zádrže*****
clear all
load s250bd
s=s250bd
K=16;
p=5;
t=(K*p)-p
B(1)=-1; B((K*p)-p+1)=K*K;B((K*p)+1)=-((2*K*K)-2);
B((K*p)+p+1)=K*K;B((2*K*p)+1)=-1;B((3*K*p)-p+1)=0; %čitatel
A(1)=K*K; A(p+1)=(-2)*K*K;A((2*p)+1)=K*K;A((2*K*p)+t-(2*p)+1)=0;
H=freqz( B, A,1250);

figure(1)
subplot( 1,2,1 );
plot( abs( H ));
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|H(f)|[-]')
axis([0 1250 0 1.1])

subplot( 1,2,2 );
plot( angle( H ) );
xlabel('f[Hz]')
ylabel('Fáze[rad]')
axis([0 1250 -3.5 3.5])

N=length(s); % Urceni delky retezce
figure(6)
subplot(2,1,1); % Rozdeleni okna figure

fvz=250;
t=0:1/fvz:(N-1)/fvz; % Generace osy x
plot(s);
axis([0 2500 -2500 2000]) % Vykresli signal
xlabel('Vzorky signálu EKG[-]')
ylabel('Napeti[mV]')
title('Vstupní signál EKG');

subplot(2,1,2);
f= -fvz/2 : fvz/N : ((N-1)*fvz/(2*N)); % generace osy x pro fftshift
length(f);

l=abs(fftshift(fft(s)));

plot(f,l); % vykresli spektrum signalu
axis([48 52 0 500000])
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|Napeti[uV]')
title('Spektrum vstupního EKG signálu');

N=length(sPP); % Urceni delky retezce

```

```

figure(5)
subplot(2,1,1); % Rozdeleni okna figure

    fvz=250;
    t=0:1/fvz:(N-1)/fvz; % Generace osy x
    plot(sPP);
    axis([0 2500 -2500 500])% Vykresli signal
    xlabel('Vzorky signálu EKG[-]')
    ylabel('Napeti[mV]')
    title('Výstupní signál EKG');

subplot(2,1,2);
f= -fvz/2 : fvz/N : ((N-1)*fvz/(2*N)); % generace osy x pro fftshift
length(f);

l=abs(fftshift(fft(sPP)));

plot(f,l); % vykresli spektrum signalu
axis([48 52 0 50000])
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|Napeti[uV]')
title('Spektrum výstupního EKG signálu');

%*****navrh dynamického filtru*****
clear all
load s250d;
s = s250d;
fvz=250;
%*****Detekce komplexu QRS*****
h=figure;
set(h,'NumberTitle','off');
set(h,'Name','Detekce komplexu QRS');
subplot(5,1,1), plot(s,'black'), hold on
title('Vstupni signal ')

N = 61;
tau1 = (N-1)/2;
h = fir1(N,[10/(fvz/2) 28/(fvz/2)]);

sPP = filter(h,1,s);
subplot(5,1,2), plot(sPP)
title('Signál po filtraci pásmovou propustí ')

sPP2 = sPP.^2;
subplot(5,1,3), plot(sPP2)
title('Signál po umocnení')

No = 25;
tau2 = (No-1)/2;
obd = ones(1,No);
sPP2o = filter(obd,1,sPP2);
subplot(5,1,4), plot(sPP2o), hold on
title('Signál po vyhlazení DP s obdelnikovou i.ch.')

sc = sPP2o(1+tau1+tau2:end);

```

```

prah = 0.4*max(sc(1:2*fVz));
subplot(5,1,4),

line([1 length(sc)],[prah prah]), hold off

pom = find(sc(1:end)>prah);           % indexy nadprahových hodnot

                                % nalezneme indexy hranic (Lmez-levý a Pmez-pravý),
                                % ve kterých pak upřesníme referenční body
Lmez = [];
Lmez = [Lmez pom(1)];
Pmez = [];
for i = 2:length(pom)
    if pom(i) ~= pom(i-1)+1
        Lmez = [Lmez pom(i)];
        Pmez = [Pmez pom(i-1)];
    end
end
Pmez = [Pmez pom(end)];
                                % délky vektoru Lmez a Pmez odpovídají počtu detekovaných QRS
                                % stanovení referenčních bodů *****

ref = [];
for i = 1:length(Lmez)
    mx = max(s(Lmez(i):Pmez(i)));
    for j = Lmez(i):1:Pmez(i)
        if s(j) == mx
            ref(i) = j;
        end
    end
end

%*****kresba referenčních bodů do signálu*****
subplot(5,1,5),
plot(s,'black')
title('Kresba referenčních bodů do signálu')
od = min(s); do = max(s);
for k = 1:length(ref)
    line([ ref(k) ref(k)],[od do]),
end
hold off

%*****buffer intervalu RR*****
h=figure;
set(h,'NumberTitle','off');
set(h,'Name','Buffer intervalu RR');
for j = 1:(length(ref)-1);
    K(j)=(ref(j+1)-ref(j));
end
subplot(2,1,1),
plot(K,'black')
title('Buffer intervalu RR')

%*****interpolace*****
for n=1:(length(ref)-2)
    for m=0:K(n)
        deltax(n)=(K(n+1)-K(n))/K(n);
        x(ref(n)+m)=K(n)+m*deltax(n);
    end
end

```

```

    end
end

%*****doplnění začátku bufferu/*****

for n=1:ref(1)-1
x(n)=x(ref(1));
end
%*****doplnění konce bufferu*****
for n=length(x)+1:length(s)
    x(n)=x(length(x));
end

subplot(2,1,2),
plot(x, 'black')
title('Interpolovaný buffer intervalu RR')

figure(10)
subplot(2,1,1),
plot(s250d, 'black')
subplot(2,1,2),
plot(x, 'black')

xm=max(x);
%***** trojúhelníková impulsní charakteristika*****

for m=1:2300
    y(m)=0;
    h0=ones(1, round(x(m+xm)));
    h1=conv(h0, h0);
    for n=1:2*x(m+xm)-1
        vz(n)=h1(n)*s(m+xm-round(x(m+xm))+h1(n));
        y(m)=y(m)+vz(n);
    end
end
%*****výstup dolní propust*****
for m=1:length(y)-1
    yz(m)=y(m)/(x(m+xm)^2);
end

taumax=max(x)-1 %maximální zpoždění
%*****výstup horní propust*****
for n=1:length(yz)
    r(n)=s(250+n-taumax)-yz(n);
end

h=figure;
set(h, 'NumberTitle', 'off');
set(h, 'Name', 'Výsledek filtrace ');
subplot(2,1,1), plot(s, 'black'), title('vstupni signal s(n)')
subplot(2,1,2), plot(r, 'black'), title('Signál po filtraci dynamickým
filtrem pro potlačení driftu')

```

Příloha 2. Obsah přiloženého CD

Bakalarska_prace.doc	-zdrojový tvar bakalářské práce
Signály	-použité signály
hp_jednoducha.m	-zdrojový kód horní propusti
hp_kaskadni.m	-zdrojový kód kaskádní horní propusti
pz_hp_jednoducha.m	-zdrojový kód pásmové zádrže
pz_hp_kaskadni.m	-zdrojový kód kaskádní pás. zádrže
pz_jednoducha.m	-zdrojový kód pásmové zádrže
pz_kaskadni.m	-zdrojový kód kaskádní pás. zádrže